

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ  
КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ**

«На правах рукопису»  
УДК 616.34-089.84

До захисту допущено:  
Завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ  
«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація  
на здобуття ступеня магістра  
за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»  
зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»  
на тему: «Модель зварного анастомозу тонкого кишечника при  
повздовжньому навантаженні в середовищі SolidWorks»**

Виконавля:  
студентка II курсу, групи БМ-91мп  
Сивець Анастасія Юріївна \_\_\_\_\_

Керівник:  
проф. каф. БМІ,  
Лебедєв Олексій Володимирович \_\_\_\_\_

Рецензент:  
проф., д. пед. н.  
Вихляєв Юрій Миколайович \_\_\_\_\_

Нормоконтролер:  
інженер I категорії  
Андрєєв Петро Іванович \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації  
немає запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань.  
Студентка \_\_\_\_\_

Київ – 2020 року

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**Факультет біомедичної інженерії**  
**Кафедра біомедичної інженерії**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**

**Сивець Анастасії Юріївні**

1. Тема дисертації «Модель зварного анастомозу тонкого кишечника при повздовжньому навантаженні в середовищі SolidWorks», науковий керівник дисертації Лебедєв Олексій Володимирович, проф. каф. БМІ, затверджені наказом по університету від «11» листопада 2020 р. №3282-с
2. Термін подання студентом дисертації 11 грудня 2020 року
3. Об'єкт дослідження: модель електрозварного анастомозу тонкого кишечника
4. Вихідні дані: модель електрозварного анастомомзу тонкого кишечника при повздовжньому навантаженні
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: дослідити метод зварювання біологічних тканин, сучасний його стан та перспективи розвитку; створити моделі ділянок тонкого кишечника с місцем електрозварного міжкишкового анастомозу; змодельовати процеси, які відбуваються при розтягу моделі в залежності від заданих параметрів та проаналізувати їх; змодельовати процеси, які відбуваються під час зварювання ділянок тонкого кишечника.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація у форматі MS Power Point.
7. Орієнтовний перелік публікацій: публікація на тему «Особливості застосування

SolidWorks при моделюванні зварки живих тканин» в фаховому виданні «Біомедична інженерія та електроніка» №2 – 2020.

8. Дата видачі завдання 26 жовтня 2020 року

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Аналіз літературних джерел для вивчення методу електрозварювання біологічних тканин	Вересень 2020 р.	
2	Побудова моделі тонкого кишечника з електрозварним анастомозом	Вересень 2020 р.	
3	Побудова моделі тонкого кишечника з електродами	Вересень 2020 р.	
4	Моделювання стиснення електродів	Вересень 2020 р.	
5	Моделювання процесу електрозварювання тонкого кишечника	Жовтень 2020 р.	
6	Моделювання розтягу ділянки тонкого кишечника з електрозварним анастомозом	Жовтень 2020 р.	
7	Аналіз отриманих результатів	Жовтень – листопад 2020 р.	
8	Оформлення магістерської дисертації	Листопад – грудень 2020 р.	
9	Отримання рецензії та відгуку	Грудень 2020 р.	
10	Здача роботи на нормоконтроль	Грудень 2020 р.	
11	Подання документів по магістерській дисертації	Грудень 2020 р.	
12	Захист магістерської дисертації	Грудень 2020 р.	

Студент

Анастасія СИВЕЦЬ

Науковий керівник

Олексій ЛЕБЕДЄВ

## РЕФЕРАТ

Темою магістерської дисертації «Модель зварного анастомозу тонкого кишечника при повздовжньому навантаженні в середовищі SolidWorks».

Обсяг магістерської дисертації складає 80 сторінки, містить 64 ілюстрацій, 22 таблиці, 3 додатки. Загалом було опрацьовано 36 літературних джерел.

Актуальність: процес перевірки міцності на розрив є одним з узгоджених показників для порівняльної фізичної характеристики. Показовими є результати порівняння електрозварного анастомозу з іншими видами міжкишкових анастомозів, які свідчать, про кращу герметичність утвореного анастомозу [1]. Досі не є встановленим як саме відбуваються фізичні процеси при розтягу електрозварного міжкишкового анастомозу. Тому використання програмного комплексу SolidWorks є доцільним в даному випадку, тому що він дозволяє точно оцінити необхідні параметри.

Дана робота виконується для держбюджетної теми «Науково-технічні засади створення приладів контактного зварювання біологічних тканин імпульсами постійного струму» (№ держреєстрації 0119U100189). Термін виконання: 01.01.2019 р. – 31.12.2020 р.

Мета магістерської дисертації є дослідження процесів, що відбуваються під час зварювання біологічної тканини та під час подальшого повздовжнього навантаження.

Задачі магістерської дисертації:

- дослідити метод зварювання біологічних тканин, сучасний його стан та перспективи розвитку;
- створити моделі ділянок тонкого кишечника з місцем електрозварного міжкишкового анастомозу;
- змодельовати процеси, які відбуваються при розтягу моделі в залежності від заданих параметрів та проаналізувати їх;

– змодельовати процеси, які відбуваються під час зварювання ділянок тонкого кишечника.

В ході написання магістерської дисертації було створено 3-D модель електрозварного анастомозу в середовищі SolidWorks та проведено дослідження за допомогою його додатків SolidWorks Simulation та SolidWorks EMS.

Наукова новизна. В данній роботі показано можливість використання побудованої 3-D модель електрозварного анастомозу в середовищі SolidWorks тим самим замінюючи необхідність використання біологічного матеріалу тварин.

Практична значимість результатів полягає в тому, що показано доцільність використання комп'ютерного моделювання для проведення досліджень на електрозварному анастомозі тонкого кишечника, що полегшує роботу дослідника та зменшує час та інші витрати на проведення самого дослідження.

За результатами роботи було опубліковано публікацію «Особливості застосування SolidWorks при моделювання зварки живих тканин» в фаховому виданні «Біомедична інженерія та електроніка» №2 – 2020.

Ключові слова: електрозварний анастомоз, зварювання біологічних тканин, тонкий кишечник, повздожне навантаження, комп'ютерне моделювання, SolidWorks, SolidWorks Simulation, SolidWorks EMS.

## ABSTRACT

The topic of the master's dissertation is "Model of welded anastomosis of the small intestine under longitudinal loading in the environment of SolidWorks".

The volume of the thesis is 80 pages, contains 64 illustrations, 22 tables, 3 appendices. A total of 36 literature sources were processed.

Relevance: the process of testing the tensile strength is one of the agreed indicators for comparative physical characteristics [4]. Indicative are the results of comparison of electrowelded anastomosis with other types of interstitial anastomoses, which indicate a better tightness of the formed anastomosis [4]. It is still not established how exactly the physical processes occur during the stretching of the electrowelded interstitial anastomosis. Therefore, the use of SolidWorks software is appropriate in this case, because it allows you to accurately assess the required parameters.

This work is performed for the state budget topic "Scientific and technical principles of creating devices for contact welding of biological tissues with DC pulses" (№ state registration 0119U100189). Deadline: 01.01.2019 - 31.12.2020

The purpose of the master's dissertation is to study the processes that occur during the welding of biological tissue and during the subsequent longitudinal loading.

Tasks of the master's dissertation:

- to study the method of welding of biological tissues, its current state and prospects of development;
- to create models of areas of the small intestine with the place of electrowelded intestinal intestine;
- to simulate the processes that occur during the stretching of the model depending on the given parameters and analyze them;
- to simulate the processes that occur during welding of the small intestine.

During the writing of the master's dissertation, a 3-D model of an electrowelded anastomosis was created in the SolidWorks environment and research was conducted using its applications SolidWorks Simulation and SolidWorks EMS.

Scientific novelty. This paper shows the possibility of using the constructed 3-D model of electric welded anastomosis in SolidWorks, thereby replacing the need to use biological material of animals.

The practical significance of the results is that it shows the feasibility of using computer simulations for research on electrowelded anastomosis of the small intestine, which facilitates the work of the researcher and reduces the time and other costs of the study.

Based on the results of the work, the publication "Peculiarities of SolidWorks application in modeling welding of living tissues" was published in the professional publication "Biomedical Engineering and Electronics" №2 - 2020.

Key words: electrowelded anastomosis, biological tissue welding, small intestine, longitudinal loading, computer simulation, SolidWorks, SolidWorks Simulation, SolidWorks EMS.

## ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕННЯ .....	10
ВСТУП.....	11
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА .....	13
1.1    Анатомія тонкого кишечника .....	13
1.2    Метод електрозварювання біологічної тканини .....	15
1.3    Прилад для електрозварювання біологічної тканини.....	20
1.4    Порівняння електрозварного анастомозу з іншими видами анастомозів.....	24
Висновки до розділу 1 .....	27
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ ФІЗИЧНИХ ПРОЦЕСІВ .....	28
2.1    Аналіз середовища SolidWorks .....	28
2.2    Доповнення SolidWorks Simulation.....	32
2.3    Доповнення SolidWorks Electromagnetic Simulation .....	33
2.4    Дослідження властивостей тонкого кишечника .....	35
Висновки до розділу 2 .....	37
РОЗДІЛ 3 ДОСЛІДЖЕННЯ МОДЕЛІ ЗВАРНОГО АНАСТОМОЗУ .....	39
3.1    Моделювання розтягу тонкого кишечника без анастомозу.....	39
3.2    Моделювання процесу стиснення електродів .....	40
3.3    Моделювання процесу електрозварювання тонкого кишечника .....	47
3.4    Моделювання розтягу електрозварного анастомозу тонкого кишечника..	52
Висновки до розділу 3 .....	58
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ .....	59
4.1    Опис ідеї стартап – проекту .....	59
4.2    Технологічний аудит ідеї проекту.....	61
4.3    Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	61
4.4    Розроблення ринкової стратегії проекту .....	66
4.5    Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	67



Висновки до розділу 4 .....	70
ВИСНОВКИ.....	71
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	72
ДОДАТОК А.....	76
ДОДАТОК Б .....	77
ДОДАТОК В .....	80

## СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕННЯ

ВЧ	—	високочастотна
ЗЖТ	—	зварка живих тканин
МА	—	міжкишковий анастомоз
ЕМА	—	електрозварний міжкишковий анастомоз
EMS	—	electromagnetic Simulation
САПР	—	система автоматизованого проектування

## ВСТУП

Метод зварювання біологічних тканин, який забезпечує безкровне та швидке з'єднання тканин широко застосовується на даний час в хірургії. Він дозволяє зменшити негативні наслідки (зменшуються крововтрати від операції, скорочується тривалість операції, відсутні нагноєння після проведеної операції) та пришвидшити відновлення від проведеного хірургічного втручання та вчасно надати допомогу у випадках, коли діяти необхідно досить швидко (наприклад, при пораненнях кишечника) [2-4]. Та наявність великої кількості статей на тему зварювання біологічних тканин свідчить про доцільність подальших досліджень по даній темі.

Актуальність: процес перевірки міцності на розрив є одним з узгоджених показників для порівняльної фізичної характеристики. Показовими є результати порівняння електрозварного анастомозу з іншими видами міжкишкових анастомозів, які свідчать, про кращу герметичність утвореного анастомозу [1]. Досі не є встановленим як саме відбуваються фізичні процеси при розтягу електрозварного міжкишкового анастомозу. Тому використання програмного комплексу SolidWorks є доцільним в даному випадку, тому що він дозволяє точно оцінити необхідні параметри.

Мета магістерської дисертації: дослідження процесів, що відбуваються під час зварювання біологічної тканини та під час подальшого поздовжнього навантаження.

Задачі магістерської дисертації:

- дослідити метод зварювання біологічних тканин, сучасний його стан та перспективи розвитку;
- створити моделі ділянок тонкого кишечника з місцем електрозварного міжкишкового анастомозу;
- змодельовати процеси, які відбуваються при розтягу моделі в залежності від заданих параметрів та проаналізувати їх;

змодельовати процеси, які відбуваються під час зварювання ділянок тонкого кишечника.

Об'єктом дослідження є модель електрозварного анастомозу тонкого кишечника

Предметом дослідження є міцність моделі електрозварного анастомозу тонкого кишечника повздовжньому навантаженні.

Дана робота виконується для держбюджетної теми «Науково-технічні засади створення приладів контактного зварювання біологічних тканин імпульсами постійного струму» (№ держреєстрації 0119U100189). Термін виконання: 01.01.2019 р. – 31.12.2020 р.

## РОЗДІЛ 1

### ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1 Анатомія тонкого кишечника

Тонка кишка у дорослої людини починається від воротаря шлунка на рівні межі між тілами XII грудного і I поперекового хребців. Вона складається з дванадцятипалої кишки, порожньої кишки і клубової кишки [5].

Довжина всієї тонкої кишки у дорослої живої людини коливається від 2,2 до 4,4 м, а у мертвої людини внаслідок втрати тонусу м'язової оболонки досягає 5–6 м. Дванадцятипала кишка найкоротша і ширша, її довжина не перевищує 25–30 см. Діаметр тонкої кишки не перевищує 3–5 см, він поступово зменшується від дванадцятипалої кишки до кінця клубової кишки [5, 6].

Стінка тонкої кишки складається з наступних оболонок (див. рис. 1.1.1) [5-8]:

- внутрішньої слизової оболонки (*tunica mucosa*), вкритої одношаровим циліндричним епітелієм;
- підслизового прошарку (*tela submucosa*), утвореного пухкою сполучною тканиною;
- м'язової оболонки (*tunica muscularis*), що побудована з гладких міоцитів і має два шари: зовнішній поздовжній шар (*stratum longitudinale*), внутрішній коловий шар (*stratum circulare*);
- зовнішньої серозної оболонки (*tunica serosa*), тобто очеревини (*peritoneum*) з підсерозним прошарком (*tela subserosa*), що утворений з пухкої сполучної тканини. Дванадцятипала кишка вкрита серозною оболонкою переважно тільки попереду.

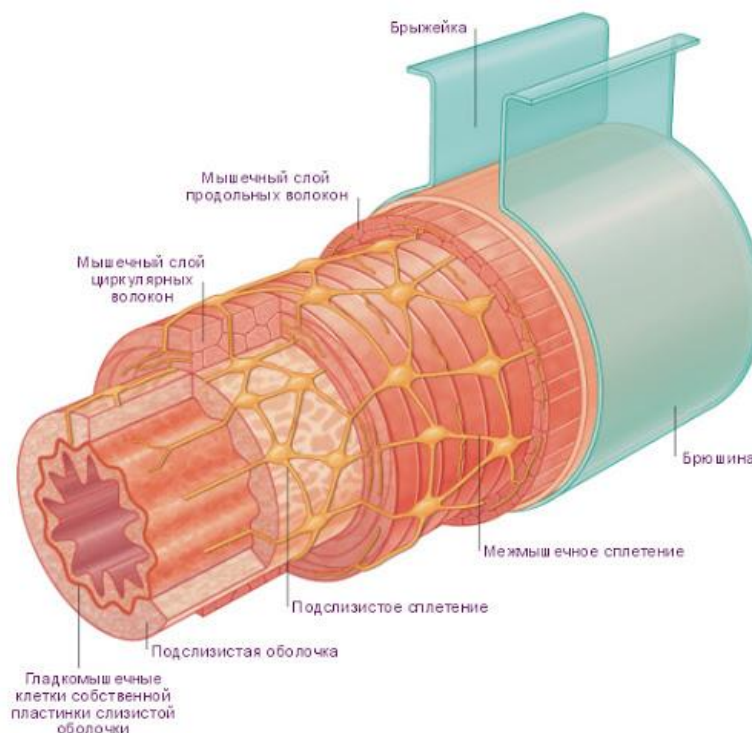


Рисунок 1.1.1 – Внутрішня будова тонкого кишечника [9]

У тонкій кишці відбувається хімічна переробка їжі та всмоктування розщеплених продуктів, відбувається механічне перемішування вмісту кишечника і просування в напрямку до товстої кишки. Дуже важлива й ендокринна функція тонкого кишечника. Кишкові ендокриноцити виробляють біологічно активні речовини, що є місцевими регуляторами секреції, всмоктування і моторики тонкої кишки [10, 11].

У зв'язку з виконанням основної функції – розщеплення поживних речовин та їх всмоктування – у тонкій кишці є структури, що збільшують поверхню всмоктування. Це перш за все колові складки (*plicae circulares*) – складки Керкрінга, що утворені слизовою оболонкою разом з підслизовим прошарком. Колові складки мають висоту до 1 см. Висота і кількість колових складок зменшуються в дистальному напрямку. На поверхні слизової оболонки є численні кишкові ворсинки (*villi intestinales*) і кишкові крипти (*cryptae intestinales*), або залози Ліберкюна, що також збільшують поверхню всмоктування кишки [5, 12, 13].

## 1.2 Метод електрозварювання біологічної тканини

Історію електрохірургії зазвичай пов'язують з відкриттям теплових властивостей електрики на початку XVIII століття, а також з винаходом Беккерелем електроножа, кінець дроту якого нагрівався з подальшим припіканням тканин [14].

Одне з видатних досягнень сучасної науки – розробка нових технологічних процесів з'єднання і роз'єднання біологічних тканин живих істот. Метод високочастотного зварювання м'яких живих тканин був створений в Інституті електрозварювання ім. Є.О. Патона в тісній співпраці з Міжнародною асоціацією «Зварювання», провідними медичними установами України, а також американською компанією CSMG.

Впровадженню зварювальних технологій в медичну практику передували численні операції на кишечнику, печінки, жовчному міхурі у різних груп тварин (щури, кролики, собаки, свині), а також експерименти на віддалених і видалюються органах людини.

У грудні 2001 р на розширеному засіданні вченої ради Міністерства охорони здоров'я за участю президента НАН України академіка Б.Є. Патона, президента АМНУ академіка А.Ф. Возіанова, директорів багатьох академічних інститутів і вчених в галузі медицини було прийнято рішення поширити клінічний досвід застосування нової хірургічної технології на провідні медичні установи країни.

Особливістю даної технології є універсальність її застосування в хірургії. Так, вона дозволяє, використовуючи один зварювальний комплекс, здійснювати коагуляцію, перекриття судин до 10 мм, перетин тканин, в тому числі м'язової, судинної, паренхіматозної, зокрема легеневої, зв'язок тощо, а також з мінімальними крововтратами отримувати герметичні і досить міцні з'єднання розрізів тканини поздовжніми і кільцевими зварними швами за допомогою пінцетів і спеціальних затискачів.

Першу операцію із застосуванням електрозварювальних технологій на базі Інституту хірургії і трансплантології АМН України провели в 1999 р. Цілю операції було загерметизувати перфоративне отвір жовчного міхура [15].

Процес з'єднання органів та тканин нагадує контактну зварку опором та має з нею багато спільного [16]. Найчастіше зварка виконується спеціалізованим пінцетом (див. рис. 1.2.1-1.2.2) або одномоментно (див. рис. 1.2.3).

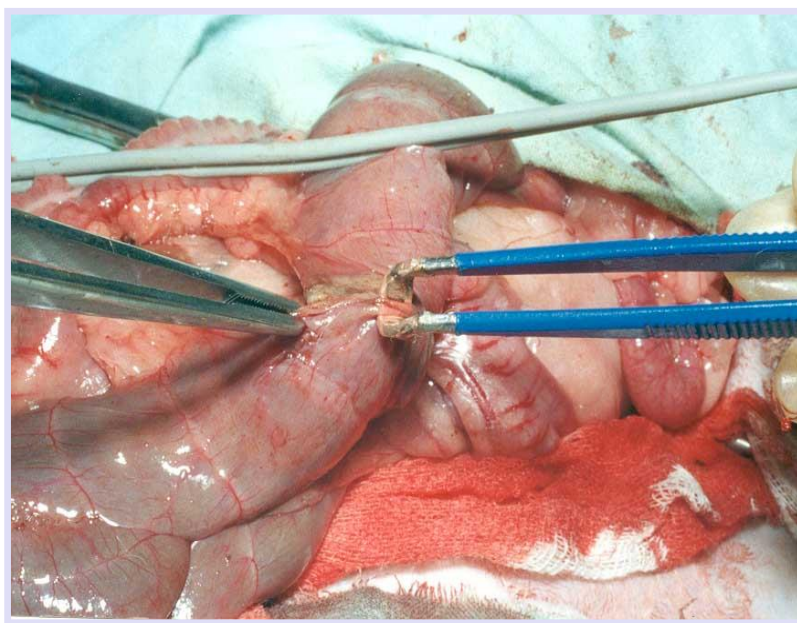


Рисунок 1.2.1 – Точкова зварка кишечника спеціалізованим пінцетом

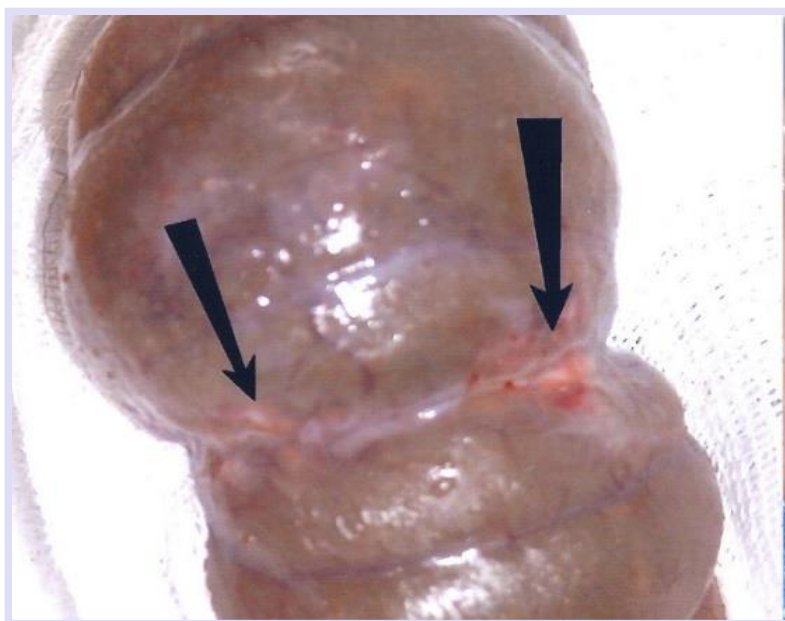


Рисунок 1.2.2 – Місце зварки через 7 діб після операції





Рисунок 1.2.3 – Одномоментна зварка кишечника

Схематично основні явища, що відбуваються при зварюванні м'яких тканин, можна описати наступним чином:

1. За допомогою зварювального інструменту тканини зіставляються їх поверхневими шарами.
2. Хірург стискає ділянку тканини, яку зварюють за допомогою електродів зварювального інструменту і включає джерело зварного струму.
3. Утворення зварного з'єднання засноване на ефекті електротермічною денатурації білкових молекул.
4. Після завершення програми управління процесом зварювання і відключення енергії захоплена тканина звільняється, потім процес повторюється до повного закриття рани.

Щоб відновлення фізіологічної функції зруйнованого органу протікало швидко і без ускладнень, теплове вкладення має бути мінімальним, але достатнім для утворення з'єднання. У зв'язку з цим вимоги до управління процесом зварювання істотно підвищуються. У той же час важливо, щоб процес управління був простим для хірурга, який не повинен відволікатися і витратити час на налаштування апаратури. З цією метою створена і успішно застосовується система автоматичного управління процесом зварювання [15].

В даний час встановлено принципова відмінність впливу на живу тканину процесу зварювання від коагуляції, яка має широку сферу використання. Остання

викликає опік і омертвіння тканини в місці нагріву, в той час як при використанні зварювальної технології досягається значно менше травмування тканин, що підтверджується морфологічними дослідженнями, а також відсутністю в процесі зварювання виділення диму і неприємного запаху. «Бездимна» технологія позитивно позначається на здоров'я не тільки хворого, але і хірурга, особливо при роботі з інфікованими пацієнтами.

Крім того, виключається ураження тканини в місці зварювання, що сприяє більш швидкому і легкому загоєнню прооперованого органу, відновленню його морфологічної структури і функцій. У післяопераційний період не спостерігалось ускладнень, які можна було б пов'язати з застосуванням зварювальної технології.

Як відомо, застосовувані сьогодні методи з'єднання тканин мають суттєві недоліки, серед яких:

- розвиток запалення;
- розвиток інфекційних процесів (зокрема формування абсцесів в черевній порожнині).

При зварюванні тканин забезпечуються повна герметизація з'єднання (зварного шва) і асептичність. Це підтверджують мікробіологічні дослідження.

Очевидні й економічні переваги, оскільки в «зварювальній хірургії» практично не використовуються шовний матеріал, кліпси (з'єднання відбувається за рахунок тканини органу, який зварюється). Скорочення тривалості операції і відновного періоду зменшує витрати на лікарські препарати, в тому числі наркотичні засоби.

Спосіб ВЧ ЗЖТ забезпечує [14]:

- безкровне, швидке, зручне для хірурга і малотравматичне для пацієнта виконання оперативних втручань, надійний гемостаз;
- зниження крововтрат більш ніж на 50%;
- скорочення тривалості операцій на 20-50%;
- високу абластичність проведення операцій;
- відсутність нагноєнь;

- швидко і повноцінну післяопераційну реабілітацію;
- можливість хірургічного лікування хворих, які вважалися неоперабельними.

Переваги ВЧ ЗЖТ підтверджені численними відгуками провідних хірургів, а також неодноразово відзначалися в доповідях, представлених на конференціях зі зварювання живих тканин, регулярно проводяться в Інституті електрозварювання ім. Е. О. Патона [17-19].

Сьогодні техніка зварювання м'яких тканин знаходиться в стадії широкого клінічного освоєння. Поступово розширюється сфера її застосування, удосконалюються методики виконання операції з урахуванням особливостей зварювання тканин.

На думку вчених, цей метод досить перспективний і при трансплантації різних органів. Поряд з визнаним світовим пріоритетом технології високочастотного зварювання живих м'яких тканин високу медико-технічну оцінку отримала конвекційно-радіаційна термохірургічна апаратура для зупинки кровотеч, санації інфікованих і хронічних гнійних ран в стаціонарних та польових умовах.

Очевидно, що поєднання зупинки кровотечі і санації рани визначає широкі можливості її застосування в військово-польовій хірургії, медицині катастроф, лікарнях швидкої допомоги.

Надзвичайно перспективним видається використання нової техніки в ветеринарії – як для проведення хірургічних операцій, так і здійснення санітарної обробки міст (тобто стерилізація бродячих тварин). В майбутньому апарати для зварювання і термоструйної обробки живих тканин повинні стати незмінним атрибутом кожної операційної.

У той же час масштаби сучасного використання розглянутих нових процесів і обладнання явно не відповідають реальним потребам, перш за все вітчизняної медицини. За даними Міжнародної асоціації «Зварювання», потреба в апаратах для високочастотного зварювання живих м'яких тканин тільки в Україні становить до 500 одиниць щорічно, тоді як на практиці купуються вони різними клініками в

десятки разів менше, і тенденції до поліпшення не спостерігається. Для зміни ситуації необхідні централізована підтримка держави і організація спеціалізованої державної програми розвитку електротермохірургії, що базується на вітчизняних розробках. Саме це дозволить перейти до широкого їх впровадження в хірургічну практику [14].

### 1.3 Прилад для електрозварювання біологічної тканини

Практичною основою для реалізації процесу ВЧ ЗЖТ, як і будь-який інший технології, служать відповідні обладнання та інструментарій. Починаючи з перших апаратів, розроблених ще в середині 90-х років минулого століття, на сьогодні в Інституті електрозварювання ім. Е. О. Патона створено широкий спектр спеціалізованої апаратури [14, 20].

В даний час в ІЕЗ ім. Е. О. Патона випускаються і реалізуються апарати ЕК-300М1 різних модифікацій (розробка минулих років) і новий апарат ЕКВЗ-300 ПАТОНМЕД (див. рис. 1.3.1).



Рисунок 1.3.1 – Універсальний апарат для зварювання живих тканин ЕКВЗ-300 («ПАТОНМЕД») [14]

Універсальний апарат ЕКВЗ-300 пройшов клінічні випробування, державну реєстрацію та успішно використовується в хірургічній практиці більш ніж 20 медичних установ України. Ці апарати поставлені в Китай для оцінки та демонстрації нового способу, що послужить основою для спільного виробництва даної апаратури як для китайського ринку, так і ринків інших країн.

При розробці апарату ЕКВЗ-300 зібраний досвід, накопичений в ході експлуатації раніше розробленого обладнання, і, по можливості, враховані рекомендації та пропозиції хірургів різних спеціальностей. ЕКВЗ-300 забезпечує роботу в наступних режимах: різання, коагуляція, автоматичне зварювання. Є можливість вибору алгоритмів роботи і робочих параметрів процесу в залежності від видів операцій і вимог хірургів. Можливі адаптація, зміна і введення додаткових програм за бажанням користувача. Апарат працює на двох робочих частотах: 66 і 440 кГц з контрольованою потужністю. передбачено одночасне підключення двох інструментів за вибором хірурга. Апарат комплектується базовим набором електрохірургічних інструментів (пінцети і затиски). Можлива комплектація додатковими інструментами для відкритої і лапароскопічної хірургії.

Даний апарат працює з усіма інструментами для ВЧ ЗЖТ, створеними в Інституті електрозварювання ім. Е. О. Патона на сьогодні. Він успішно випробуваний при проведенні операцій в різних областях хірургії, включаючи загальні порожнинні операції, пульмонологію, урологію, мамологію, офтальмологію і ін. Проводяться операції зі зварюванням (перекриттям) судин, резекцією легень і печінки, видаленням нирки, кишкового анастомозу і багато інших.

Подальша розробка обладнання для зварювання живих тканин, що складається з власне апарату (електронного блоку) та відповідного інструментарію з дротами, пов'язана, перш за все, з удосконаленням самих апаратів, підвищенням їх надійності, ергономічності, зручності в роботі і обслуговуванні, адаптації до потреб хірургів. на даному етапі необхідна розробка нового програмного продукту, орієнтованого на окремі хірургічні методики і потреби користувачів, а також нових систем автоматичного управління процесом. Необхідно також створювати нове спеціалізоване обладнання для окремих галузей хірургії (офтальмологія, серцево-

судинна хірургія, нейрохірургія та ін.) [14, 20].

Крім того, настійно потрібна розробка мобільних систем, призначених для автономної роботи (станції швидкої допомоги, санітарна авіація, медицина катастроф та ін.). Прототипом такого обладнання можуть служити нові, створені на базі ЕКВЗ-300 апарати ЕКВЗ-300М (рис. 1.3.2 , а) і ЕКВЗ-300МДУ (рис. 1.3.2, б) [20].



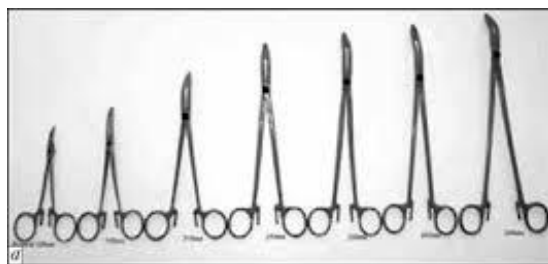
а



б

Рисунок 1.3.2– Універсальні мобільні апарати для ВЧ СРП з вбудованим (а) і виносним (б) пультом управління [14]

Не менш важливий для ВЧ ЗЖТ відповідний інструментарій. На сьогодні розроблені і випускаються по кооперації багато типів електрозварювальних хірургічних інструментів, в основному базових (рис. 1.3.3).



а



б

Рисунок 1.3.3– Базові інструменти для ВЧ СРП: біполярні електрохірургічні затискачі (а) і пінцети (б) [14]

Все ширше використовуються і інструменти різного типу для лапароскопічної хірургії (рис. 1.3.4).

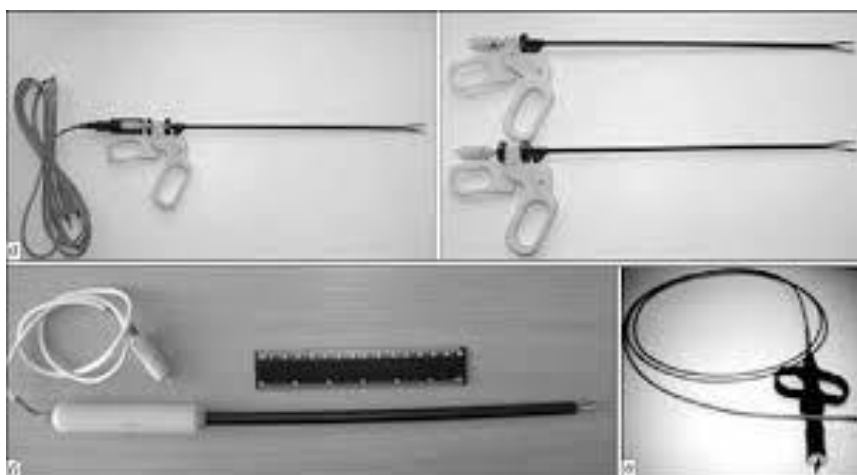


Рисунок 1.3.4– Біполярні лапароскопічні затискачі (а), щуп типу «ложка» (б) і гнучкий ендоскопічний інструмент (в) [14]

Крім базового, на практиці застосовуються і різного виду спеціалізовані інструменти. Як приклад можна навести численні інструменти, розроблені для потреб отоларингології.

На жаль, слід зазначити, що, незважаючи на певні успіхи, розробка і випуск нового інструменту потрібної номенклатури і в необхідних обсягах все ще не задовольняють існуючих потреб [20].

#### 1.4 Порівняння електрозварного анастомозу з іншими видами анастомозів

Одночасно з розробкою обладнання, в Інституті електрозварювання ім. Е. О. Патона при тісному контакті з провідними медичними та науково-технічними установами України та інших країн безперервно ведуться роботи по дослідженню поведінки живих тканин різних типів при проходженні через них струмів високої частоти, розробці на підставі даних досліджень нових алгоритмів роботи обладнання і створення нових хірургічних методик.

Існують три основні види міжкишкових анастомозів [1,21]:

- електрозварний анастомоз;
- автоматично створений скобковий анастомоз;
- однорядний шовний вузловий анастомоз.

При використанні автоматично створеного скобкового анастомозу можна спостерігати ряд негативних наслідків. Серед них, зокрема, руйнування лінії з'єднання в місцях прошивання скобками внаслідок їх прорізування. Дане явище свідчить про неоднорідність фізичних властивостей шовних елементів та тканини кишки у автоматично створеному скобковому анастомозі. При введенні розчину в середину його поява ззовні спостерігалась при гідравлічному тиску рівному  $24.2 \pm 0,8$  мм.рт.ст. [22, 23, 24].

Іншим негативним явищем при використанні даного виду з'єднання є відсутність щільного прилягання через що речовини, які знаходяться в кишечнику можуть потрапляти до внутрішньої порожнини та викликати запалення. Використання автоматично створеного скобкового анастомозу дає можливість для подальшого розтягу тканини при надуванні лише на 12% в порівнянні з початковим



діаметром кишки [1,24].

При введенні забарвленого розчину в ділянку з одношаровим шовним вузловим анастомозом він з'явився назовні за показника розривного тиску  $41,3 \pm 5,1$  мм рт. ст., з вивертанням краю слизової оболонки назовні та початком прорізування шва, що засвідчило збіг потенціалів розтягнення та прорізування ниткою тканини, а також запасу товщини стінки, який дозволяє розтягнення, у даному конкретному типі МА. Зміна діаметра анастомозу при цьому склала 5 мм, що відповідало 20% первинного діаметра МА [24].

Шовні нитки у такому випадку, наче «джгути», деформують стінку органа, тим самим спричиняючи порушення процесів мікроциркуляції, сповільнення репарації кишкової рани, що в кінцевому результаті призводить до розвитку неспроможності анастомозу [21, 25, 26].

Поява розчину назовні при дослідженні електрозварного міжкишквого анастомозу відбувалася після тривалого розтягнення стінок інтактної кишки навколо її лінії анастомозу, яке на певному етапі перевищило можливість розтягнення анастомозу, а в подальшому розтягування анастомозу ставало асиметричним. При цьому послідовно відбувалася втрата контакту від зовнішнього шару електрозварного анастомозу до внутрішнього, і в певний момент введений розчин вибухово проривався назовні, що свідчило про однорідність фізичних властивостей всередині тканини. Розрив анастомозу при використанні методу електрозварювання спостерігали за гідравлічного тиску  $53,6 \pm 9,8$  мм рт. ст. Зміна діаметра кишки при цьому склала  $10,1 \pm 0,7$  мм, що відповідало 40% первинного діаметра [1, 24].

На рисунках 1.4.1 та 1.4.2 можна побачити порівняння вище наведених даних.

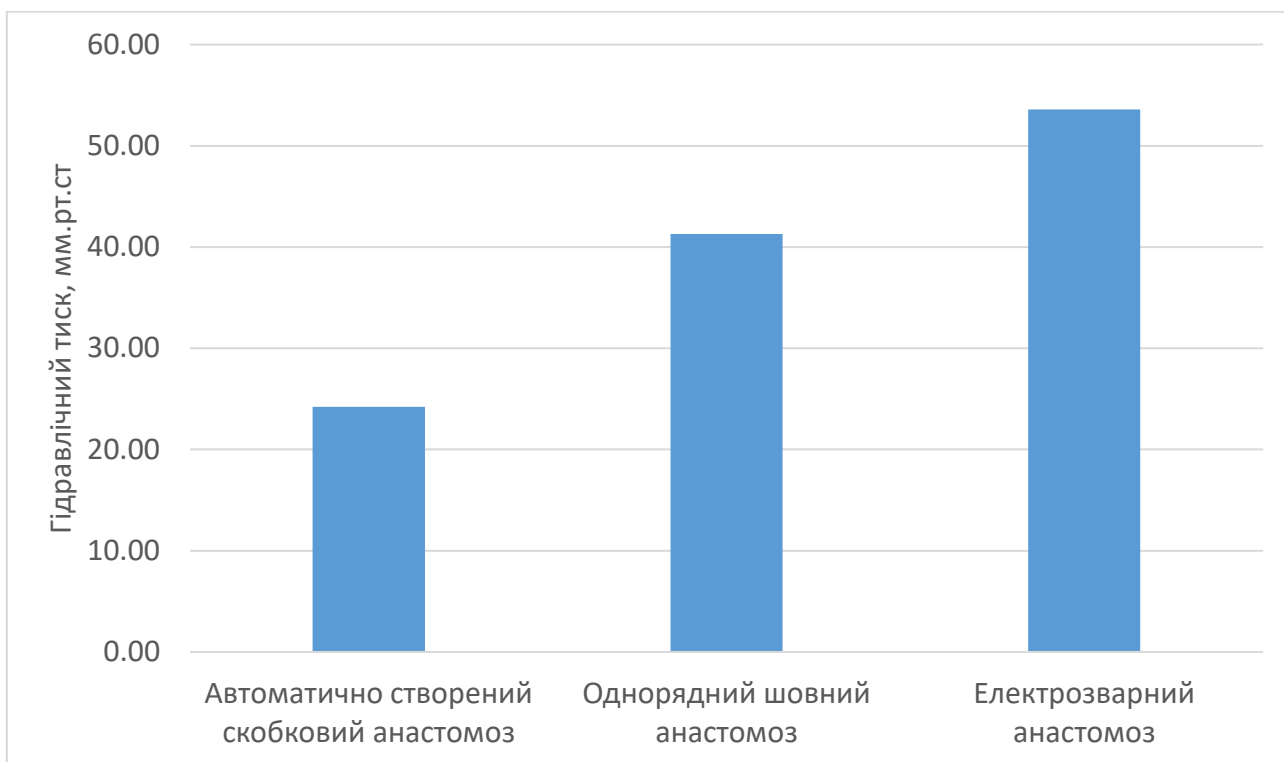


Рисунок 1.4.1 – Порівняння значень гідравлічного тиску при якому відбувається поява введенного розчину

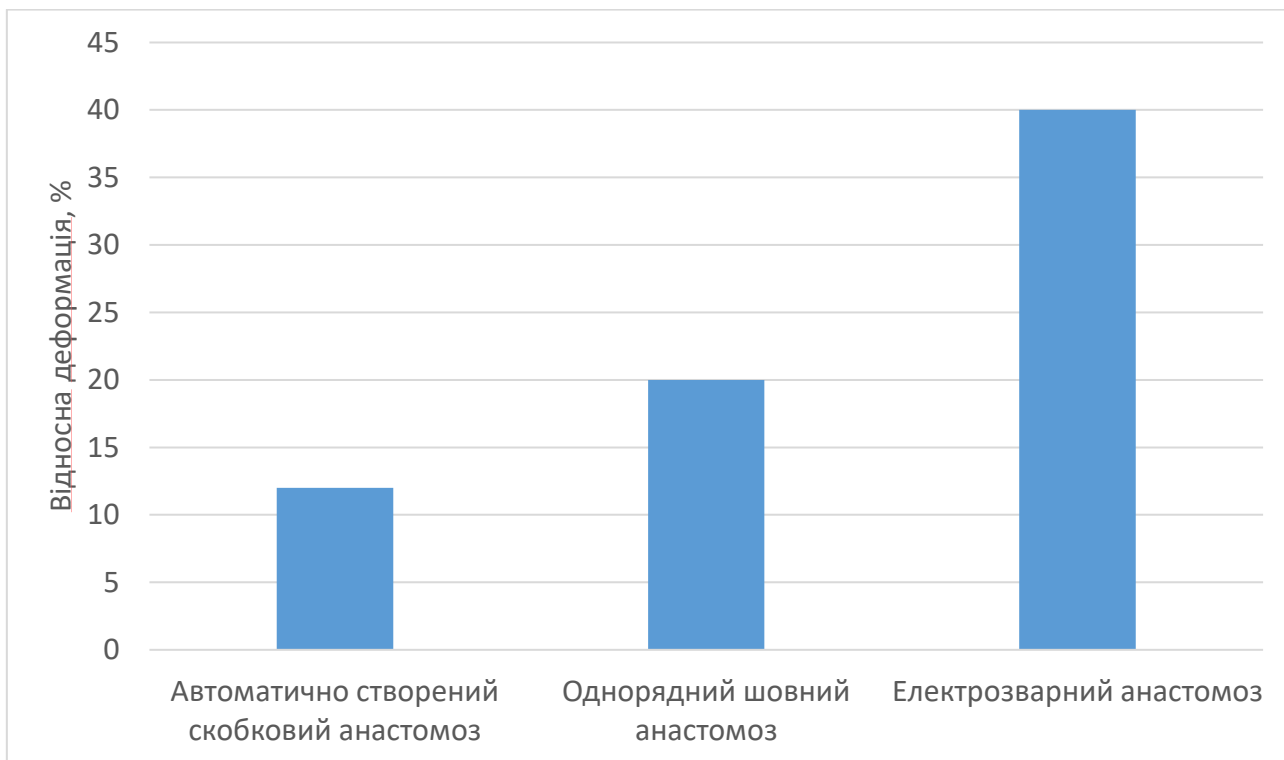


Рисунок 1.4.2 – Порівняння значень відносної деформації кишки при введенні розчину

При використанні електрозварного анастомозу спостерігалось зберігання суцільності та часткової цілісності в бактеріальному середовищі протягом 8 днів. Утворений анастомозу в результаті зварювання живих тканин є стійким до дії основних умовно патогенних складових мікрофлори кишечника впродовж 8 діб [27].

Висока еластичність ЕМА, вочевидь, визначає не лише участь у пропульсивних рухах та ранню появу випорожнення, але й стійкість її до раптових змін внутрішньочеревного тиску в післяопераційному періоді, що є значною перевагою за необхідності ранньої активізації хворого похилого віку та у дитячій хірургії, коли пацієнти прагнуть рано їсти та рвучко рухатись [1].

## Висновки до розділу 1

Тонкий кишечник відповідає за важливі функції в організмі людини. Він має 6 внутрішніх оболонок, що ускладнює процес зварювання біологічної тканини

Використання електрозварного міжкишкового анастомозу є досить ефективним у зв'язку з перевагами, що має даний метод у порівнянні з іншими. Даний вид з'єднання є більш ефективним за рахунок дотримання цілісності при збільшенні тиску всередині тонкої кишки. Також даний електрозварний анастомоз дозволяє зберігати цілісність та стійкість до патогенів протягом 8 днів, тим самим забезпечуючи найменші ускладнення після операції.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ ДЛЯ МОДЕЛЮВАННЯ ФІЗИЧНИХ ПРОЦЕСІВ

#### 2.1 Аналіз середовища SolidWorks

Середовище SolidWorks – розробка компанії SolidWorks Corporation (США), САПР в тривимірному вимірюванні. Розроблено спеціально для робіт з 3-D моделями. Має досить простим інтерфейсом.

Solidworks – дозволяє легко отримувати твердотільну модель з двовимірного ескізу, застосовуючи дуже прості й ефективні інструменти моделювання. Однак уявлення проектного виробу не обмежується тривимірним твердотілим моделюванням – в розпорядженні є засоби асоціативного конструювання. Це означає, що є можливість створити прототип класу деталей, наприклад, що виготовляються штампуванням з листового металу, а потім використовувати параметричну модель при проектуванні форми заготівлі [28].

SolidWorks вважається невід'ємною частиною промислових підприємств, завданням яких є розробка і виробництво виробів різного призначення. Сюди входять інженерні конструкції будь-якої складності, різноманітні деталі і компоненти повноцінних систем, і навіть електричні схеми. Також нерідко зустрічається застосування програми в промисловому дизайні.

Основними можливостями SolidWorks є:

- твердотільне 3-D моделювання;
- розробку зварних конструкцій;
- розрахунки на міцність;
- прорахунок гідро / аеродинаміки;
- можливість створення креслень;
- проектування з урахуванням матеріалу виробу;
- візуалізація;
- прорахунок на вигин;

- роботу з даними 3-D сканування (функція ScanTo3D);
- можливість проектування виробів з листового металу;
- роботу з електросхеми;
- можливість анімації готового виробу;
- експорт даних в різні формати.

Розробники також подбали про створення додаткових модулів, що значно збільшує можливості програми. У програмі дуже зручно виконувати проектування повноцінних виробів, починаючи з базових етапів і закінчуючи складанням.

На 3D моделюванні в SolidWorks слід особливо загострити увагу, адже саме воно є основою проектування будь-якого виробу. Всього в програмі є 3-D моделювання трьох типів:

- Твердотільне моделювання (див. рис. 2.1.1). Розробка виробів, що володіють властивостями реальних фізичних об'єктів. Є ідеальним варіантом для візуального представлення проєктованих виробів, а також для 3-D друку;
- Поверхневе моделювання(див. рис. 2.1.2). В SolidWorks реалізовано через роботу з кривими і сплайнами. Дозволяє повчити вироби з гладкою поверхнею і плавними вигинами. Часто застосовується в промисловому дизайні;
- Каркасне моделювання (див. рис. 2.1.3). Так зване «скелетне» уявлення 3-D моделі, дає уявлення про форму об'єкта, що проєктується.

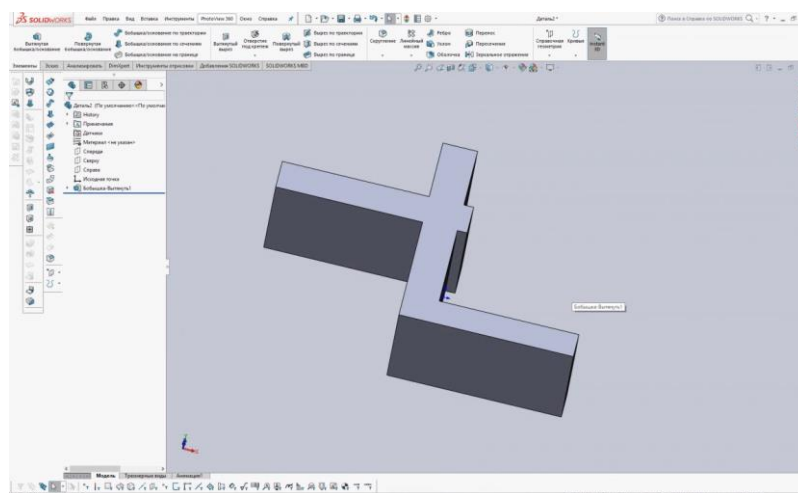


Рисунок 2.1.1 – Твердотільне моделювання в середовищі SolidWorks [29]

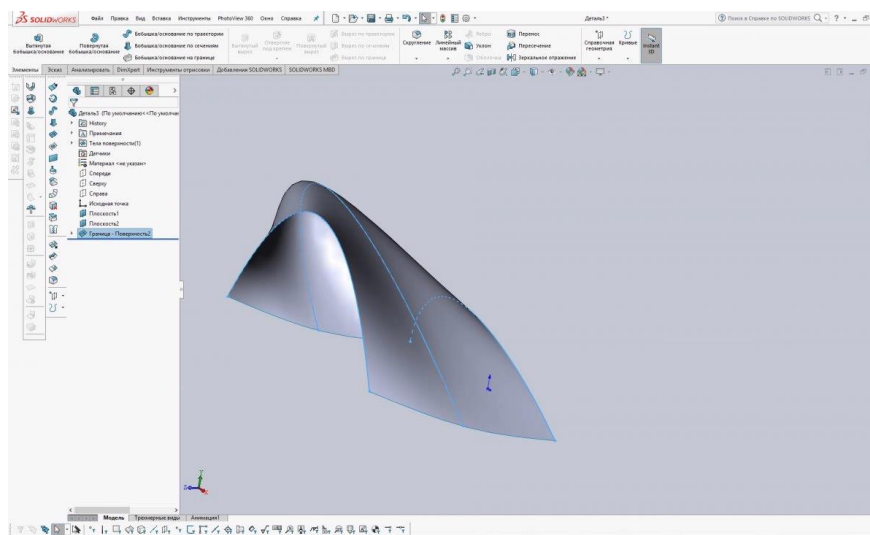


Рисунок 2.1.2 – Поверхневе моделювання в середовищі SolidWorks [29]

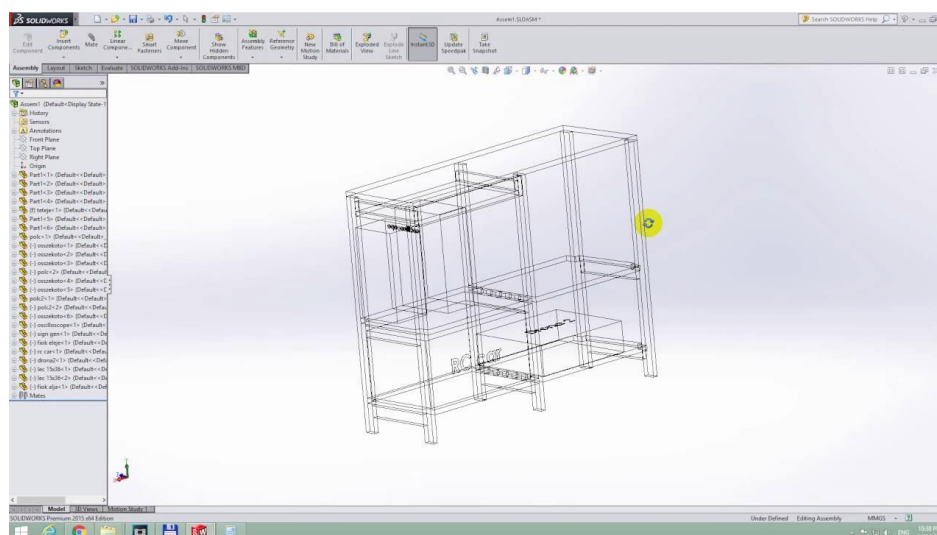


Рисунок 2.1.3 – Каркасне моделювання в середовищі SolidWorks [29]

3-D моделювання в програмі відбувається на основі ескізів: на базовій площині будується найпростіша форма, до якої застосовуються різні операції. Основними з них є обертання, видавлювання, виріз, в тому числі по перетину і по траєкторії. Також є можливість заокруглення, дзеркального відображення об'єкта, створення тонкостінних елементів, різьблення і багато іншого. Всі функції винесені на панель інструментів зверху, що дозволяє із зручністю управляти 3-D моделлю.

Крім плоских ескізів, які отримують обсяг шляхом застосування спеціальних інструментів, в SolidWorks є можливість створення тривимірних ескізів. Робота з

ними віддалено нагадує 3-D моделювання в інших редакторах тривимірної графіки і надає більш вільний підхід до розробки моделей.

Окремо варто відзначити, що в SolidWorks використовується деревоподібна структура відображення процесу роботи над моделлю (див. рис. 2.1.4). Таким чином, будь-яка дія заноситься в ієрархію і може бути переміщено або змінено без зайвих складнощів [29].

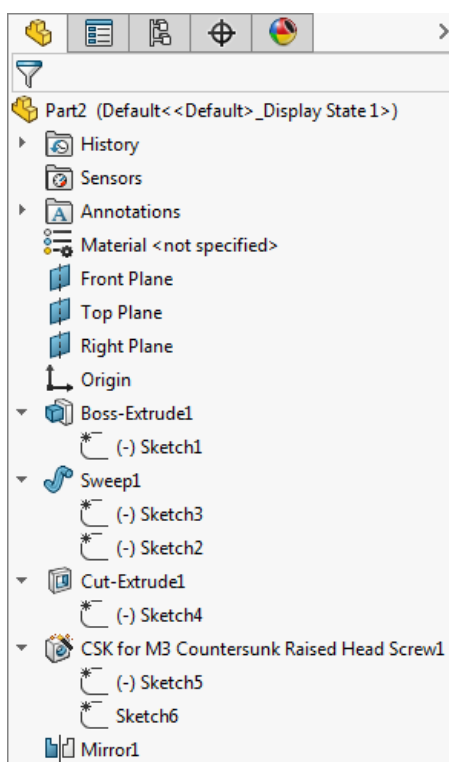


Рисунок 2.1.4 – Деревоподібна структура відображення процесу роботи [29]

Середовище SolidWorks має наступні переваги:

- підготовка виробництва різноманітних виробів незалежно від їх складності та функціонального призначення;
- відсутність обмежень по кількості компонентів складних збірок;
- широкі можливості для оформлення необхідної конструкторської документації;
- можливість випробування спроектованих моделей на міцність в наближених до реальних умов;

- повна русифікація;
- відмінне співвідношення за ціною і продуктивності;
- просте використання і підтримка декількох стандартів.

Недоліком цього програмного забезпечення є те, що іноді зустрічається некоректне автоматичне проставлення розмірів, що легко виправляється користувачем вручну [30].

## 2.2 Доповнення SolidWorks Simulation

SolidWorks Simulation – це повнофункціональним рішенням для інженерних розрахунків і аналізу, повністю інтегроване в робоче середовище SolidWorks. Воно допомагає швидше виводити вироби на ринок, економити кошти і підтримувати високу якість продукції. З SolidWorks Simulation можуть працювати не тільки фахівці з розрахунками, а й конструктори.

За допомогою SolidWorks Simulation можна прогнозувати поведінку вироби в реальній експлуатації (див. рис. 2.2.1) [31].

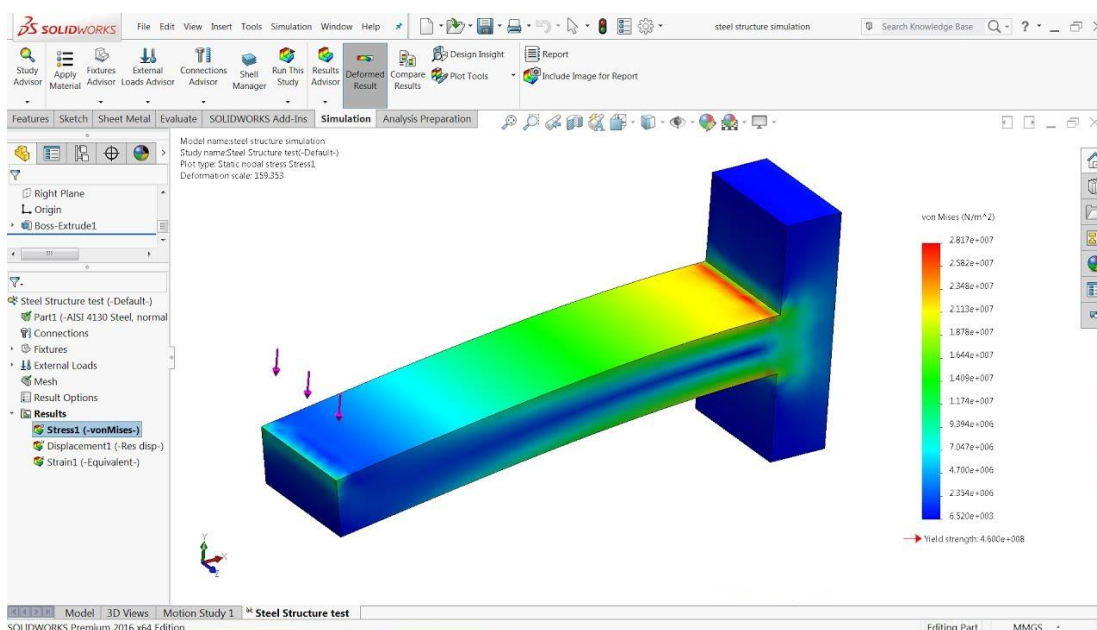


Рисунок 2.2.1 – Можливості SolidWorks Simulation [31]



SolidWorks Simulation використовує аналіз методом скінченних елементів для віртуального тестування CAD-моделей і прогнозування поведінки виробів в реальній експлуатації. За допомогою цього рішення можна проводити лінійний статичний, нелінійний статичний і динамічний аналіз. Воно поставляється в трьох комплектаціях: Simulation Standard, Simulation Professional і Simulation Premium. Кожна комплектація більш високого рівня містить зручні у використанні додаткові функції, які розширюють коло вирішуваних завдань [32].

## 2.3 Доповнення SolidWorks Electromagnetic Simulation

EMS – це програмний комплекс для електромагнітного моделювання 3-D, заснований на потужному методі скінченних елементів. В даний час це єдине доповнення для електромагнітного моделювання до SolidWorks, програмного пакету номер один САПР в електротехнічній промисловості. На рисунку 2.3.1 можна побачити можливості

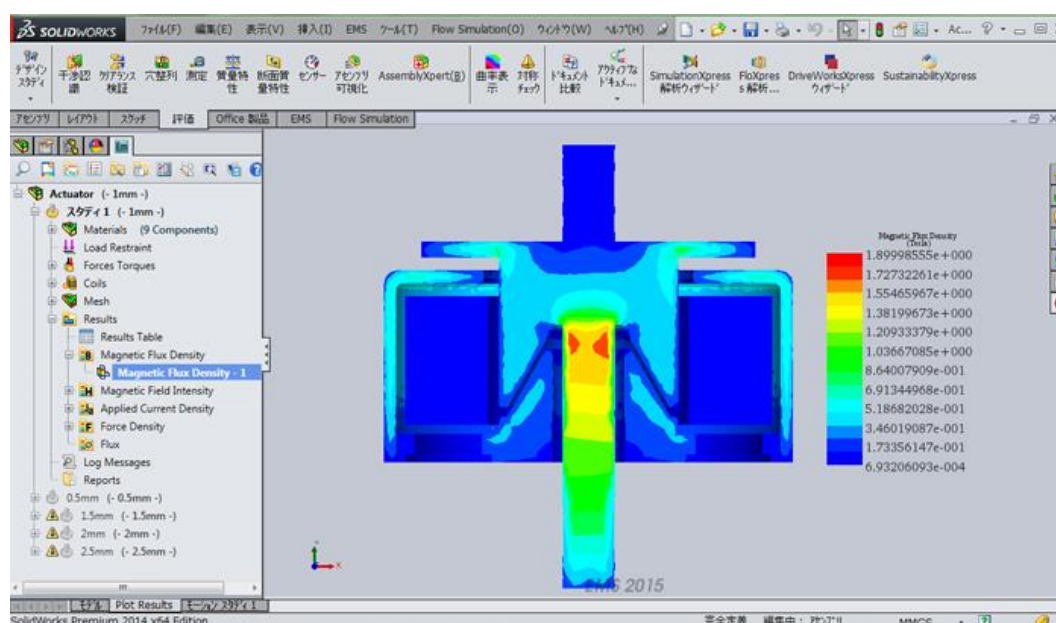


Рисунок 2.3.1 – Можливості SolidWorks EMC [33]

EMS має золотий сертифікат SolidWorks і націлений на чотири основні галузі:

- електромеханічна;
- електромагнітна;
- силова електроніка;
- електромагнітна поведінка.

Параметри аналізу EMS:

1. Електростатичний аналіз. Електростатична галузь науки, яка займається явищами, що виникають в результаті стаціонарних і / або повільно рухаючих електричних зарядів.

2. Магнітостатичний аналіз. Магнітостатика – це дослідження статичних магнітних полів.

3. Аналіз провідності. На відміну від електростатичного аналізу, який має справу з ізоляторами і електричними провідниками, електрична провідність має справу тільки з провідними середовищами, які можуть витримувати струм.

4. Магнітний аналіз змінного струму. Дослідження магнітних полів, викликаних змінними або гармонійними за часом струмами.

5. Перехідний магнітний аналіз. Вивчення магнітних полів за рахунок струмів, що змінюються у часі, як правило, спричинених їх скачками

Переваги використання:

- економія грошей та часу, мінімізуючи фізичне створення прототипів;
- можливість порівнювати альтернативні конструкції легко і швидко;
- імітування реальні умови експлуатації;
- можливість інтерпретування результатів аналізу за допомогою потужних та інтуїтивно зрозумілих інструментів візуалізації;

Це робить його ідеальним для розробки та випробування двигуна, проектів генераторів, конструкції металошукачів, моделювання вихрових струмів, моделювання трансформаторів, моделювання індукційного нагріву,

намагнічування та багато іншого [33, 34].

#### 2.4 Дослідження властивостей тонкого кишечника

Для моделювання даних в середовищі SolidWorks необхідно провести експериментальні дослідження для визначення необхідних властивостей тканини тонкого кишечника. Дана робота була виконана в магістерській дисертації Фесюк Таїсії Олександрівни на тему «Зварювання біологічних тканин» [35].

Робота виконувалась за допомогою використання стенду для зварювання біологічних тканин (див. рис. 2.4.1) та розривної машини РМБ-3 (див. рис. 2.4.2).

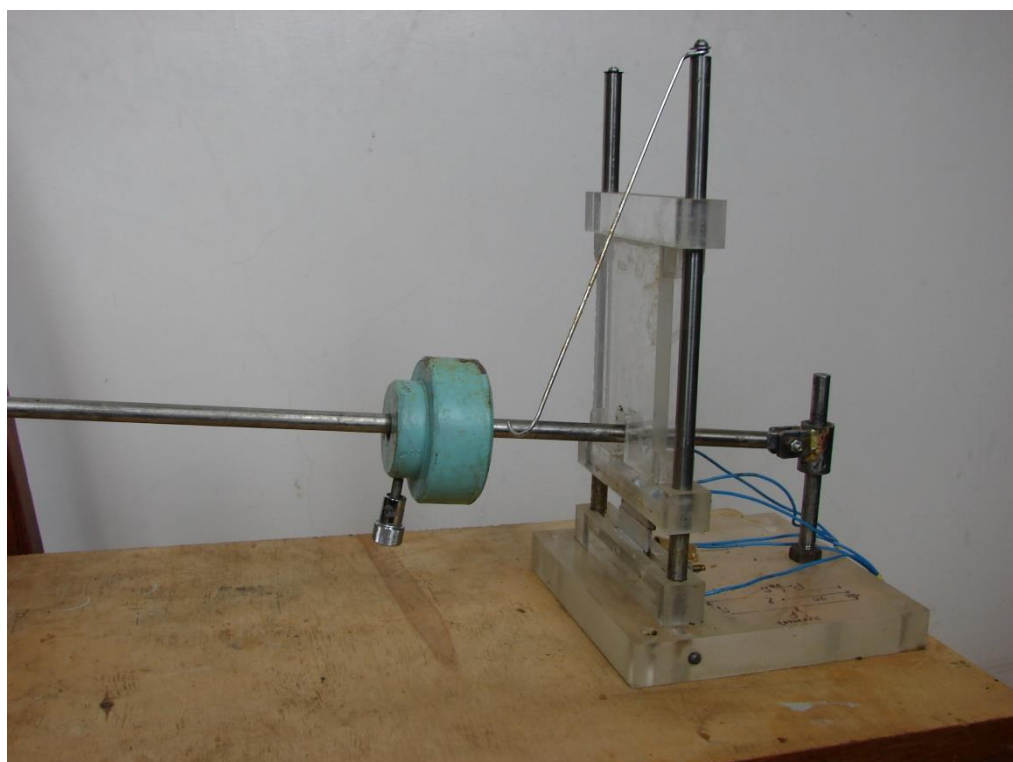


Рисунок 2.4.1 – Стенд для зварювання біологічних тканин [35]



Рисунок 2.4.2 – Розривна машина РМБ-3 [35]

Під час випробування на розтяг зразок тонкого кишечника було закріплено в затискачах машини таким чином, щоб не виникали перекоси і навантаження, що прикладались. Навантаження на зразок передавалось плавно і безперервно з невеликою швидкістю (не більше 50 мм / хв).

Перед установкою зразка у затискачі випробувальної машини, проводились заміри зразка. Обчислювалась площа поперечного перерізу зразка  $A_0$ . потім зразок закріплювався в затискачах машини. Під час проведення випробування велись спостереження за поведінкою зразка та стрілкою шкали силовимірювального пристрою. Швидкість переміщення затискача машини повинна бути невеликою. В ході проведення експерименту фіксувалися показники навантаження на зразок та поздовжнє видовження.

По результатам проведених експериментів була побудована діаграма залежності видовження зразка від прикладеного навантаження (див. рис. 2.4.3 та додаток А).

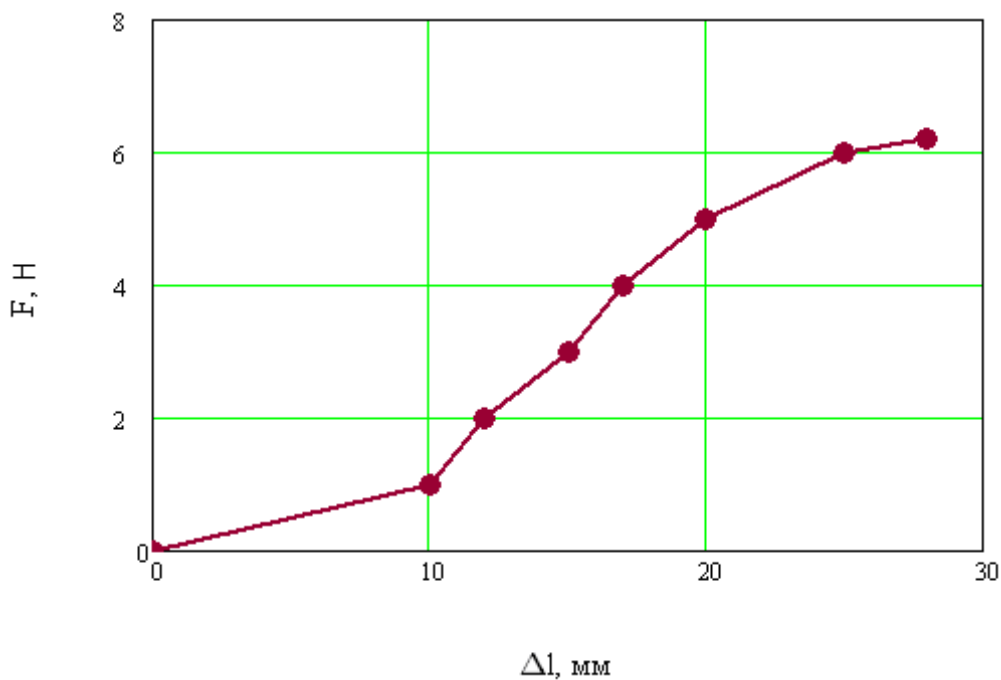


Рисунок 2.4.3 – Діаграма розтягу зразка тонкого кишечника [35]

Використовуючи отримані дані після проведення експерименту було визначено наступні властивості тонкого кишечника (див. табл. 2.4.1) [35].

Таблиця 2.4.1 – Властивості тканини тонкого кишечника

Найменування механічних властивостей	Зразки нарізані вздовж осі кишки
Границя міцності, $\sigma_{\text{пр}}$ (Па)	$1 \times 10^6$
Границя пружності, $\sigma_{\text{уп}}$ (Па)	$1,75 \times 10^6$
Відносне залишкове видовження, $\delta$ (%)	56
Відносне залишкове звуження після розриву, $\psi$ (%)	20
модуль пружності, $E$ (Па)	$2,5 \times 10^6$
коефіцієнт Пуассона, $\mu$	0,357

Отримані дані були використанні при побудові моделей тонкого кишечника з електрозварним анастомозом в середовищі SolidWorks.

## Висновки до розділу 2

Середовище SolidWorks широко застосовується для моделювання та

побудови різних 3-D моделей. Він є зручним для використання, тому що має зрозумілий інтерфейс.

Середовище має безліч доповнень, які допомагають розширити можливості програмного комплексу. Серед них доповнення Simulation та Electromagnetic Simulation, які дозволяють змодельовати процеси, які відбуваються під час розтягу ділянки тонкого кишечника та процеси під час електрозварювання.

## РОЗДІЛ 3

### ДОСЛІДЖЕННЯ МОДЕЛІ ЗВАРНОГО АНАСТОМОЗУ

#### 3.1 Моделювання розтягу тонкого кишечника без анастомозу

В середовищі SolidWorks було створено 3-D модель ділянки тонкого кишечника (див. рис. 3.1.1) для порівняння даних отриманих в результаті моделювання розтягу кишки з даними, що було отримано експериментально в [35].

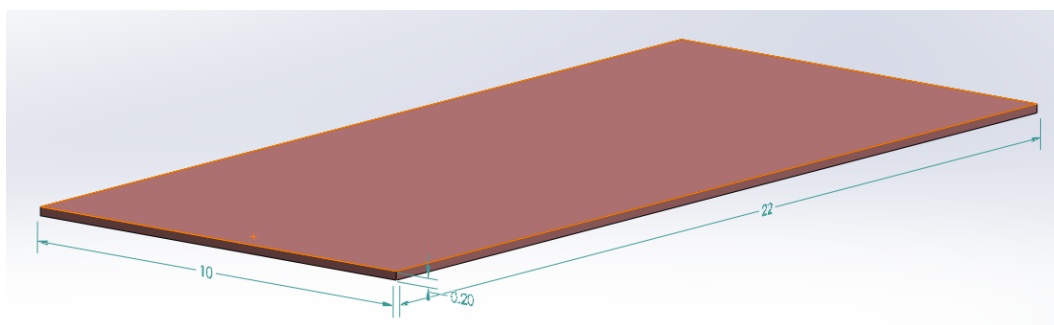


Рисунок 3.1.1 – Модель ділянки тонкого кишечника

Результати отримані після моделювання дослідження на розтяг ділянки тонкого кишечника наведено в додатку Б.

На рисунку 3.1.2 можна побачити порівняння отриманих даних з експериментальними.

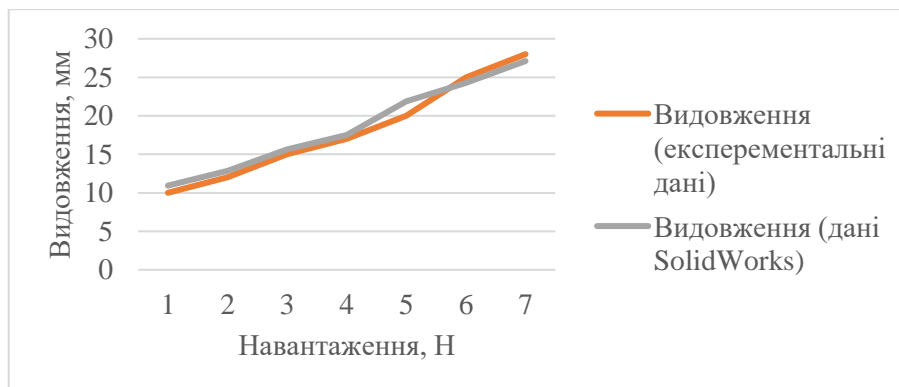


Рисунок 3.1.2 –Порівняння експериментальних даних та даних отриманих в результаті моделювання в SolidWorks

З рисунка 3.1.2 видно, що дані практично не відрізняються, тому можна зробити висновок, що властивості матеріалу є правильними та достовірними для використання.

### 3.2 Моделювання процесу стиснення електродів

В середовищі SolidWorks було створено 3-D модель електродів та тонкої кишки між ними (рис. 3.2.1).

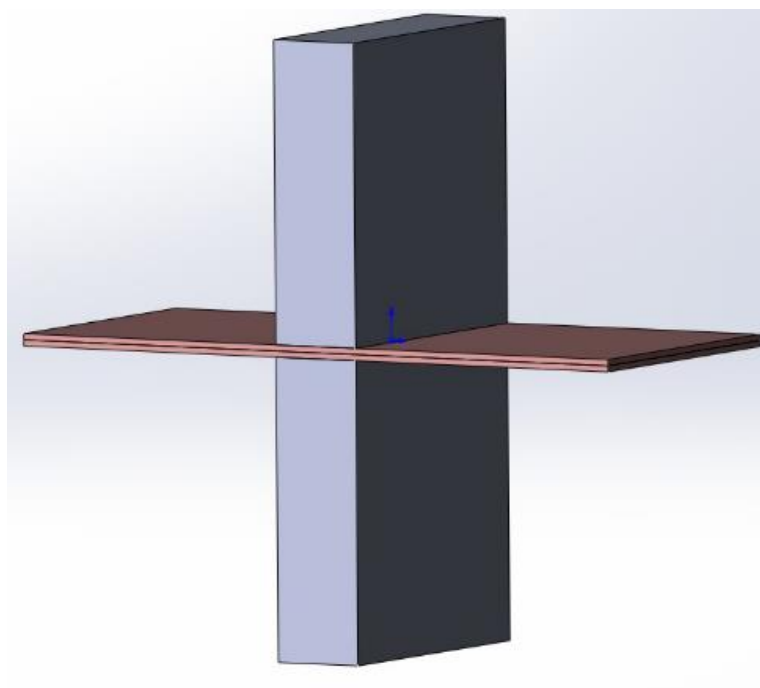


Рисунок 3.2.1 –3-D модель електродів та тонкої кишки між ними

Електродам було надано властивості матеріалу з якого вони виготовлені. В даному випадку, це мідь. Аналогічно було зроблено й з ділянкою тонкого кишечника (див. додаток Б).

Для моделювання було використано дві ділянки тонкого кишечника (розмірами 22x10x0,2 мм), які необхідно піддати зварці біологічної тканини.



Було змодельовано процеси, що відбуваються з тканиною та електродом при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа [35].

На рисунках 3.2.2-3.2.7 зображено епюри напруг при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно та розріз епюр по середині, для кращої демонстрації даних напруги в середині тканини.

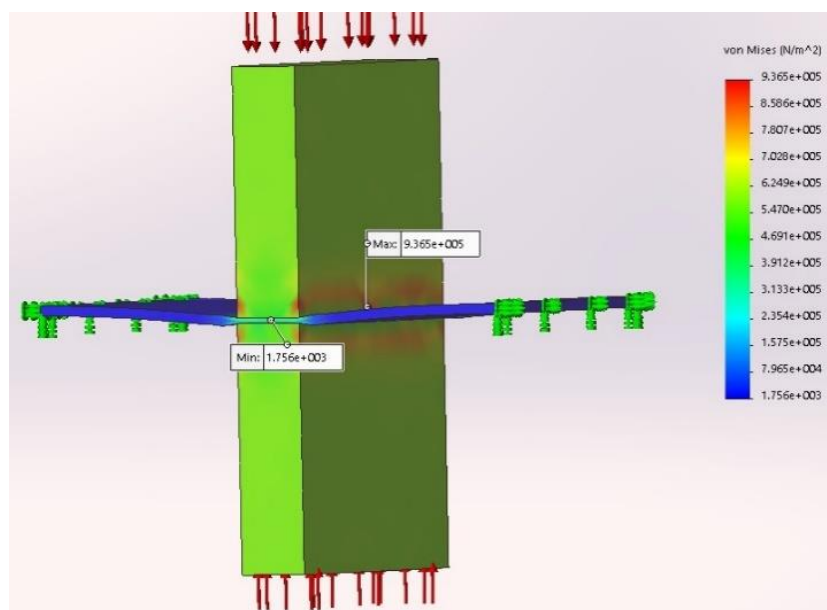


Рисунок 3.2.2 – Епюра напруги при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа

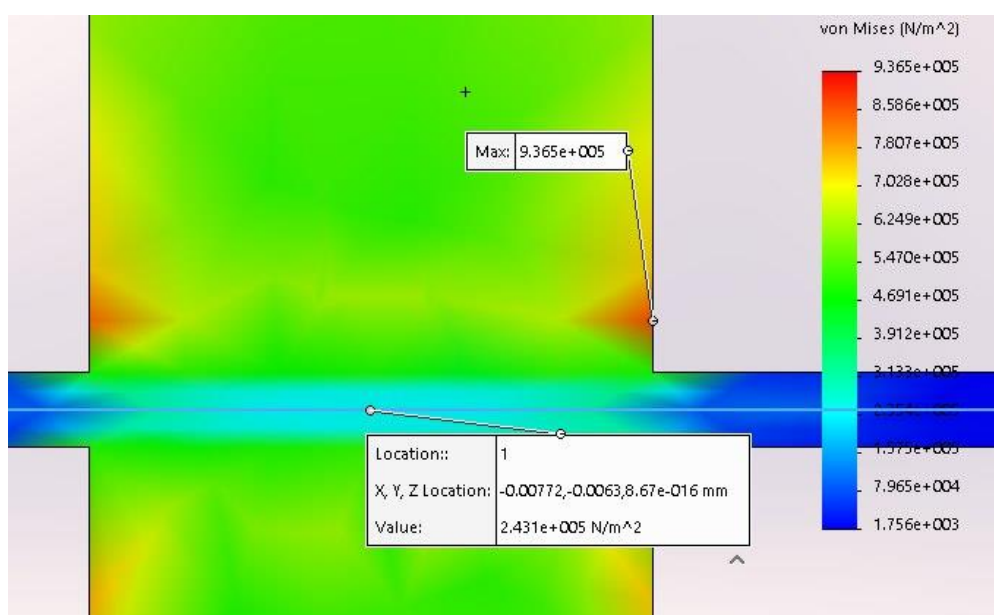


Рисунок 3.2.3 – Розріз епюри напруги при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа

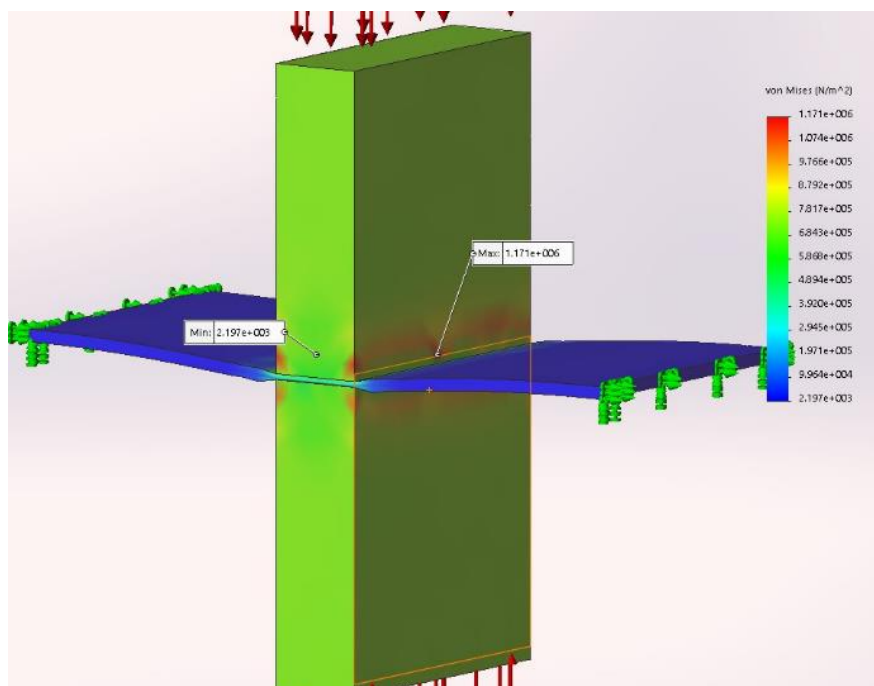


Рисунок 3.2.4 – Епюра напруги при стисненні електродів з тиском в 0,7142 МПа

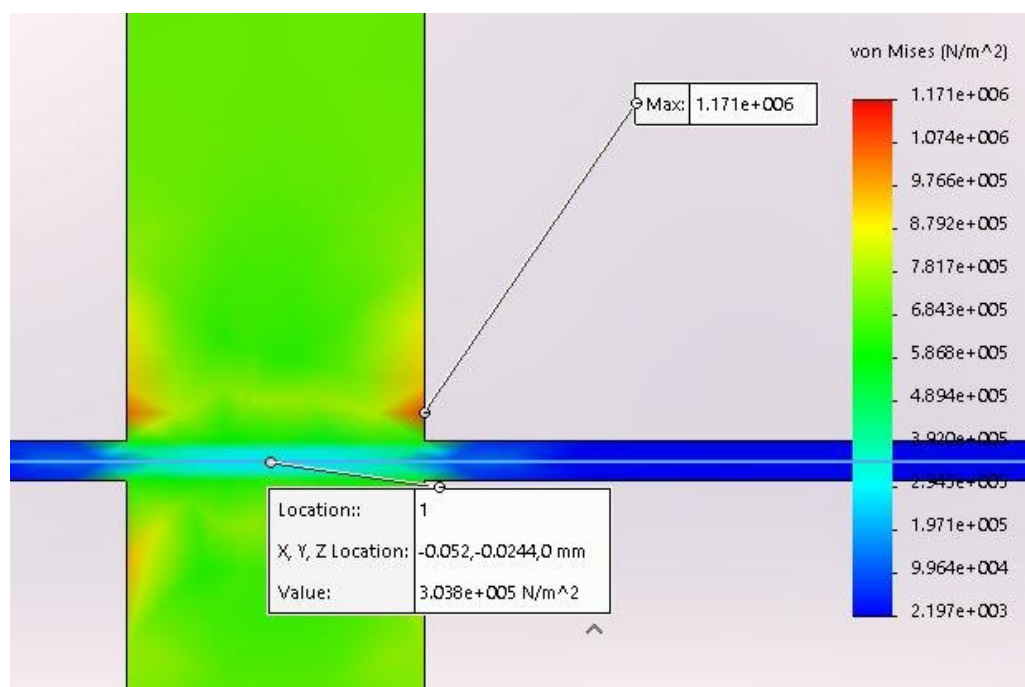


Рисунок 3.2.5 – Розріз епюри напруги при стисненні електродів з тиском в 0,7142 МПа

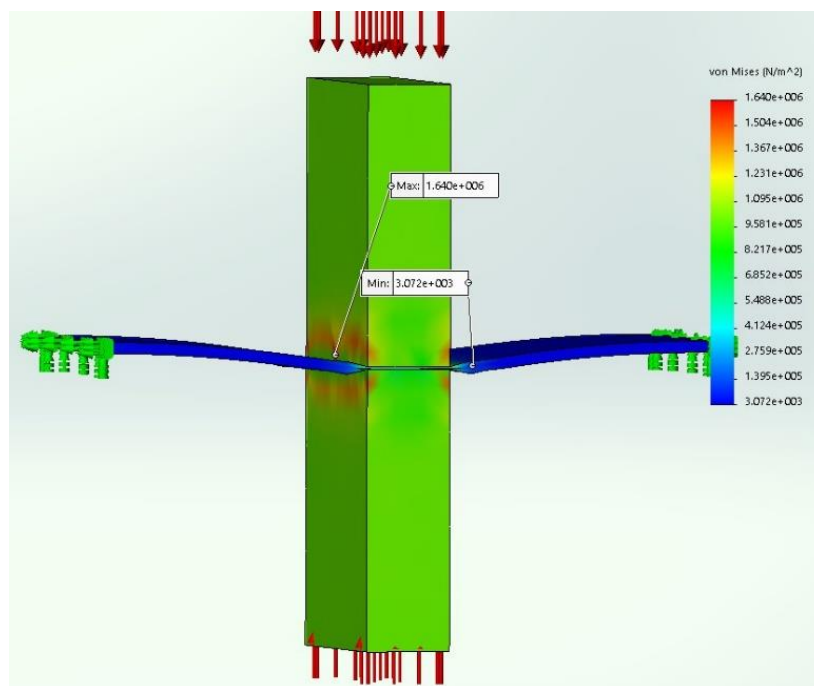


Рисунок 3.2.6 – Епюра напруги при стисненні електродів з тиском в 1 МПа

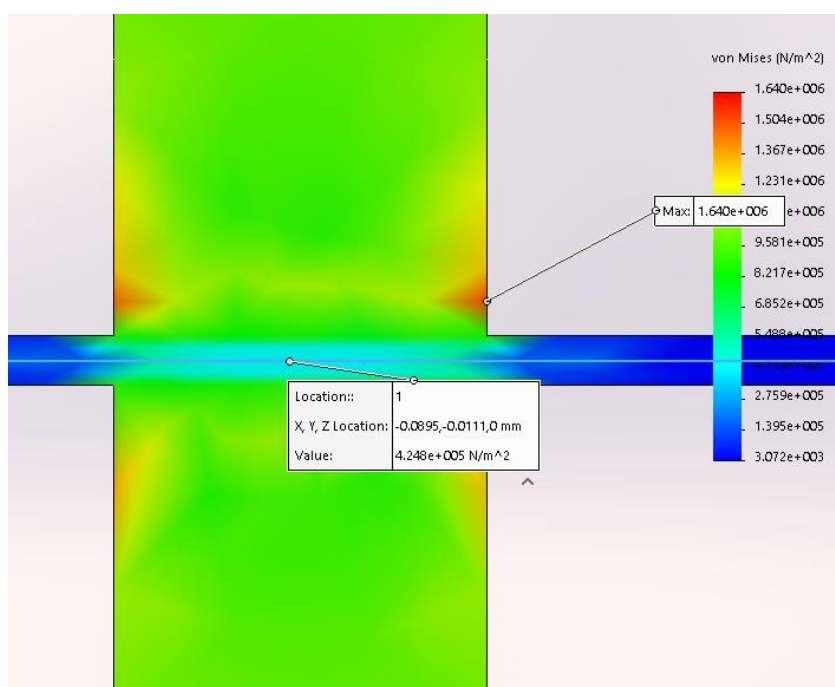


Рисунок 3.2.7 – Розріз епюри напруги при стисненні електродів з тиском в 1 МПа

Як можна побачити з рисунків 3.2.2-3.2.7 максимальна напруга діє на один з електродів. Оскільки границя міцності для міді дорівнює 200 МПа, то можна зробити висновок, що електроди не зазнають руйнування під час стиснення електродів з тиском до 1 МПа.

Також з рисунків можна побачити, що для ділянки тонкого кишечника напруга не перевищує границю міцності даного матеріалу (границя міцності при розтягу для даної кишки складає 3 МПа). А це означає, що в результаті стиснення електродів тонкий кишечник не зазнає механічних пошкоджень. Максимальне навантаження в кишці є лінійно пропорційним до значення тиску на біологічну тканину.

На рисунках 3.2.8-3.2.10 можна побачити епюру переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно.

Як можна побачити з рисунків 10-12 найбільшого переміщення зазнають електроди. При збільшенні тиску на електроди зменшується товщина електрозварного анастомозу.

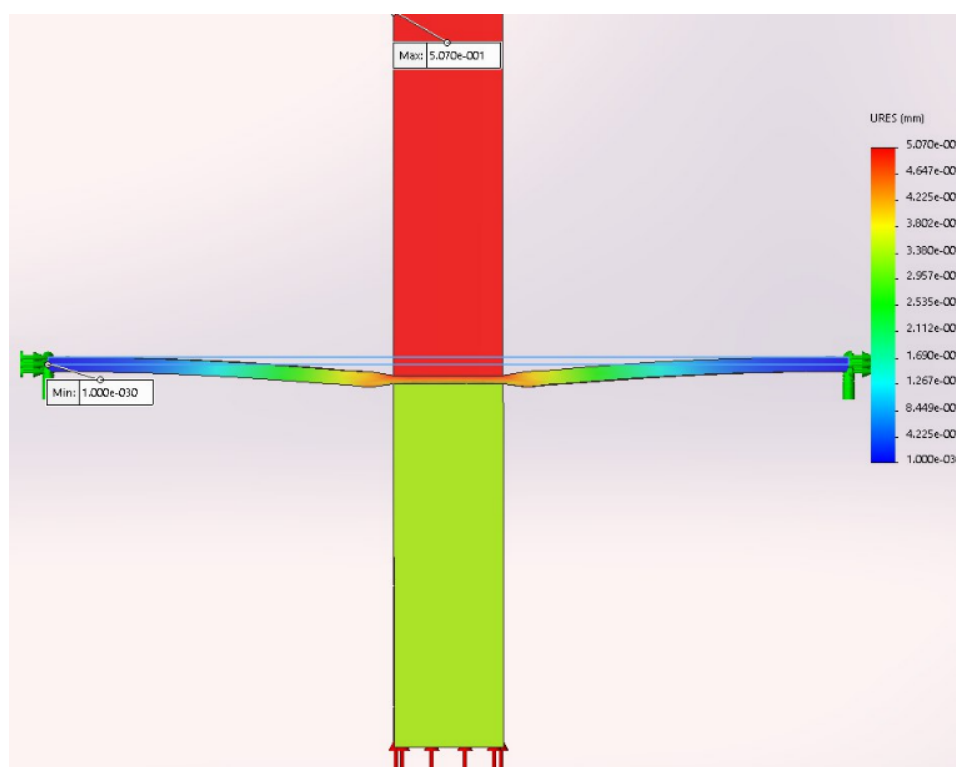


Рисунок 3.2.8 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,5714МПа

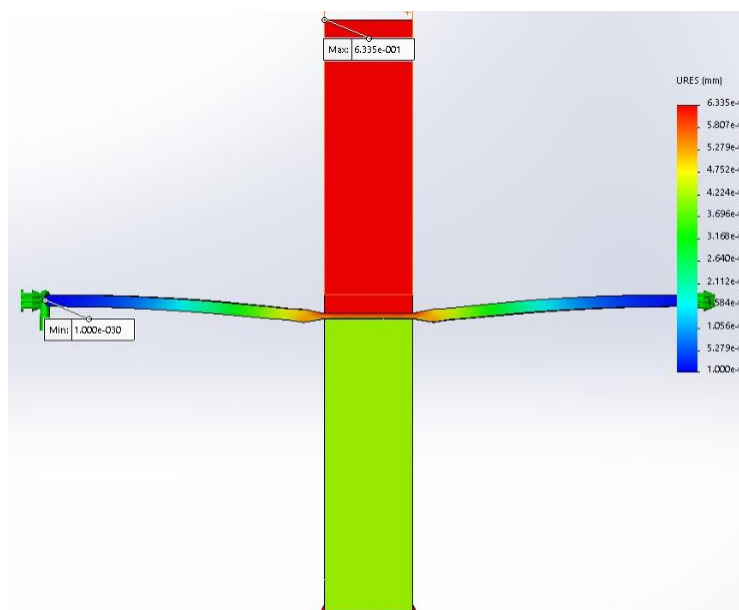


Рисунок 3.2.9 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,7142МПа

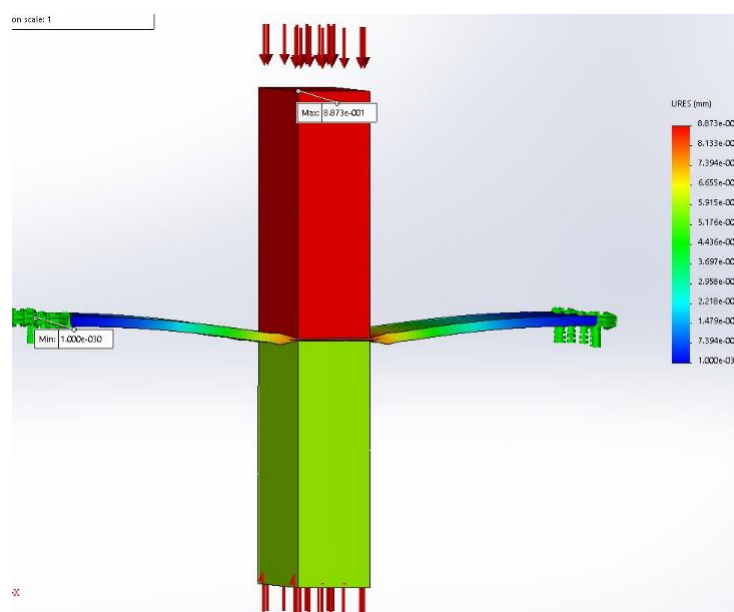


Рисунок 3.2.10 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 1 МПа

Виходячи з рисунків 3.2.8-3.2.10 видно, що товщина електрозварного анастомозу складає 0,23 мм, 0,19 мм та 0,1 мм при стисненні з тиском 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно (див. рис. 3.2.11). Тобто товщина електрозварного анастомозу є обернено пропорційна до значення тиску на біологічну тканину.



Рисунок 3.2.11 – Графік залежності товщини шва від тиску на тканину

При стисненні електродів відбувається деформації тканини тонкого кишечника. В середовищі SolidWorks деформація вимірюється за допомогою відносної величини ESTRN, яка показує відносну зміну розмірів елементів.

На рисунках 3.2.12-3.2.14 зображено деформацію тканини при стисненні електродів з тиском в 0.5714 МПа, 0.7142 МПа та 1 МПа, відповідно.

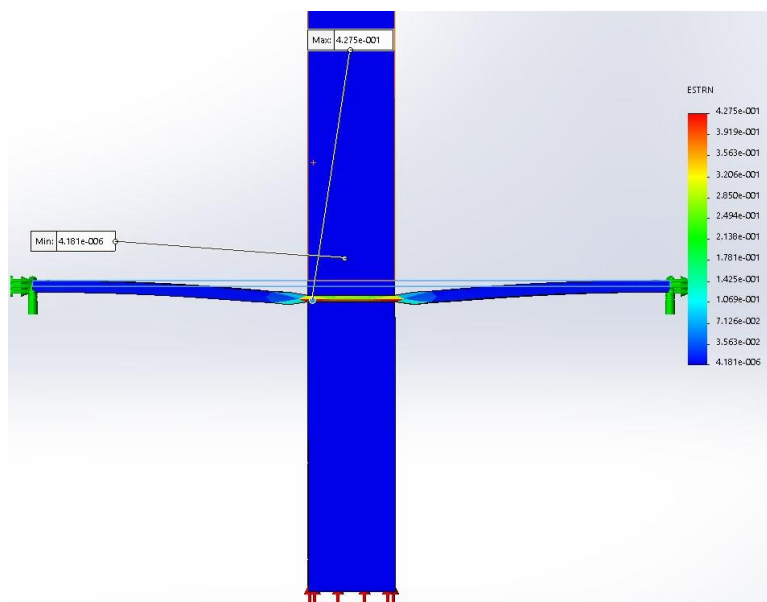


Рисунок 3.2.12 – Деформація тканини при стисненні з тиском в 0.5714 МПа

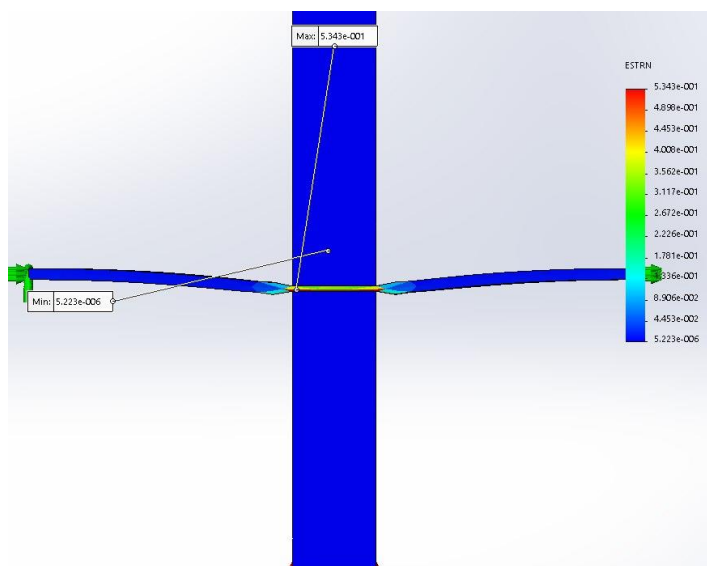


Рисунок 3.2.13 – Деформація тканини при стисненні з тиском 0.7142 МПа

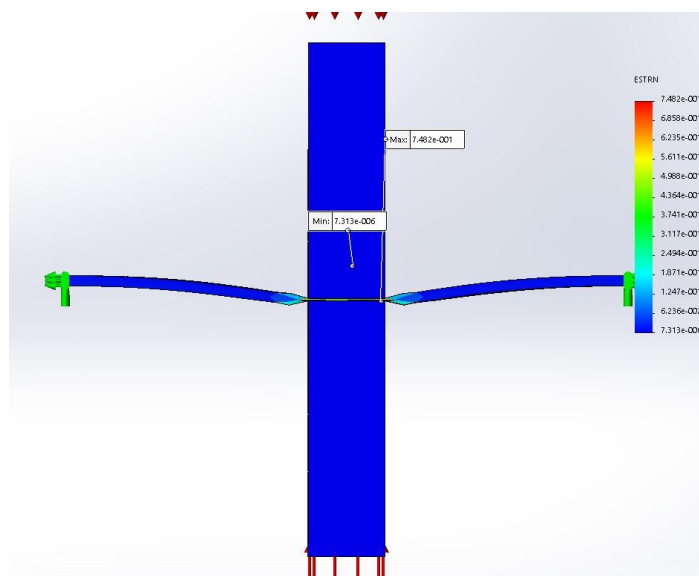


Рисунок 3.2.14 – Деформація тканини при стисненні з тиском в 1 МПа

Можна побачити, що зі збільшенням тиску на біологічну тканину відбувається збільшення деформації, яку зазнає тканина.

### 3.3 Моделювання процесу електрозварювання тонкого кишечника

Використовуючи модель, яка була наведена раніше (рис. 3.2.1) було

змодельовано процеси, які відбуваються під час зварювання тканини з параметром зварки  $U=40V$  та початковою температурою  $27\text{ }^{\circ}\text{C}$ . На рисунку 3.3.1 та 3.3.2 можна побачити, температуру, яку досягають електроди та тонкий кишечник.

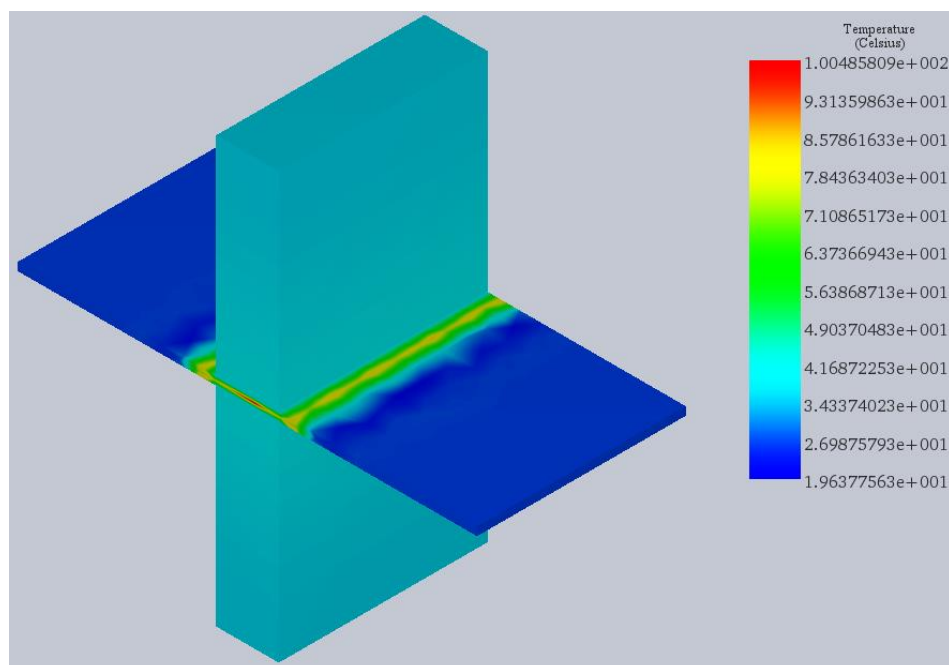


Рисунок 3.3.1 – Температура після зварювання протягом 1.4 секунди (загальний вигляд)

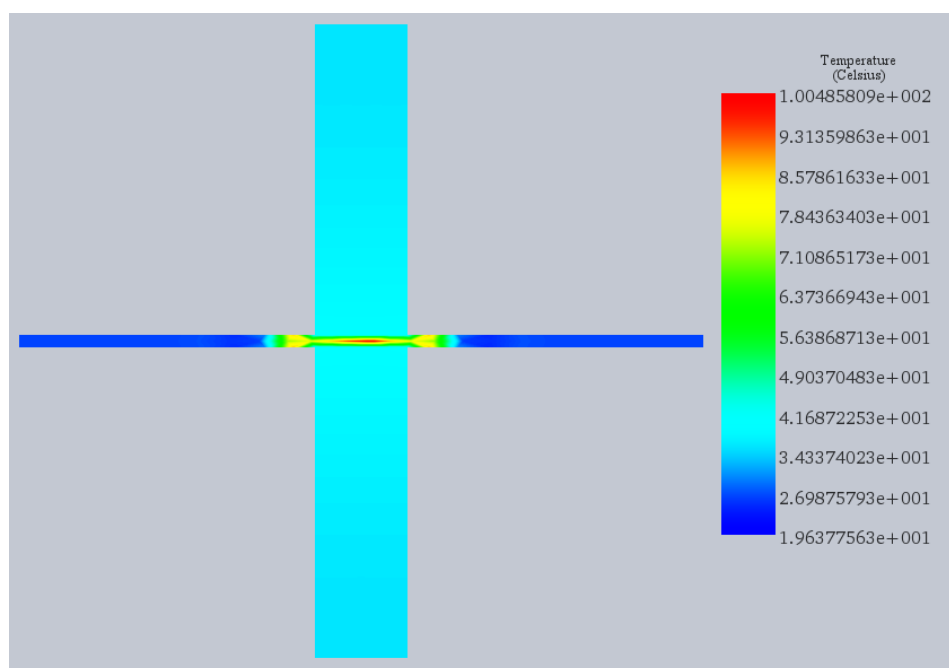


Рисунок 3.3.2 – Температура після зварювання протягом 1.4 секунди (вигляд спереду)



З рисунків 3.3.1 та 3.3.2 можна побачити, що в результаті зварювання протягом 1.4 секунди температура в тканині досягла  $100^{\circ}\text{C}$ , що свідчить про кипіння рідини всередині тканин.

Слід зазначити, що коли температура при зварці досягає  $100^{\circ}\text{C}$ , то це свідчить, про кипіння рідини всередині тканини. Тобто відбувається зварювання.

В середовищі SolidWorks є можливість відобразити температуру всередині тканини встановлюючи мінімальне значення для відображення. Дана властивість має назву ISO. На рисунку 3.3.2 можна побачити ISO температури, яка зображена на рисунку 3.3.1.

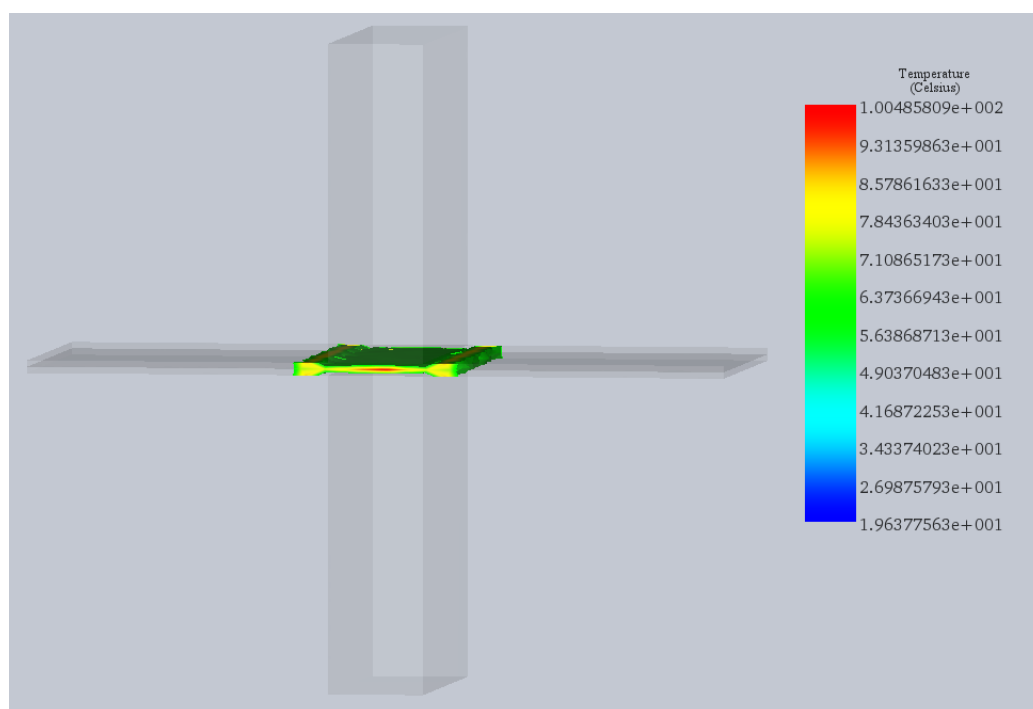


Рисунок 3.3.2 – ISO температури з нижньою межею  $60^{\circ}\text{C}$

З рисунка 3.3.2 добре видно, що розподіл температури йде нерівномірний. Максимальна температура досягається всередині тканини та в місцях контакту з краями електродів.

На рисунку 3.3.3 зображено розподіл електромагнітного поля, який створюється в результаті роботи електродів.

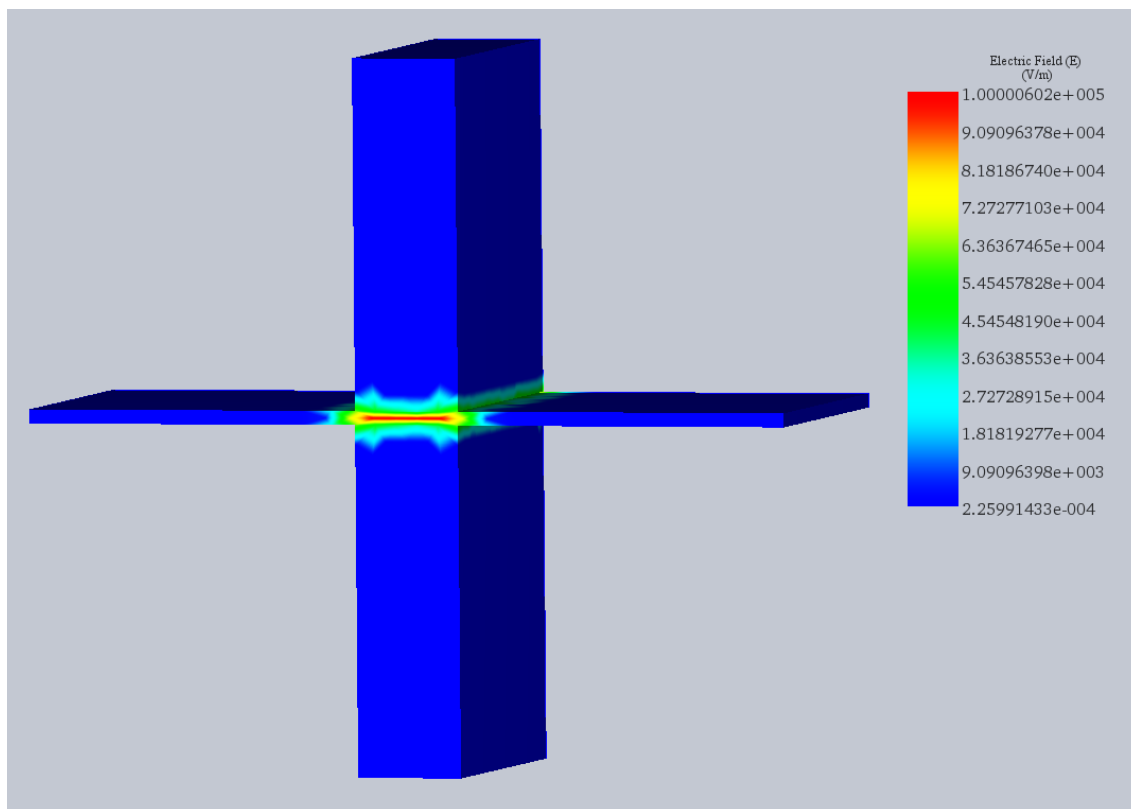


Рисунок 3.3.3 – Електромагнітне поле, створюване в результаті роботи електродів

З рисунка 3.3.3 можна побачити, що електромагнітне поле зосереджено саме на ділянці тканини, яку необхідно піддати електрозварюванню, що свідчить про добрий результат роботи.

На рисунках 3.3.4-3.3.5 можна побачити як саме зосередження густина струму в результаті роботи електродів.

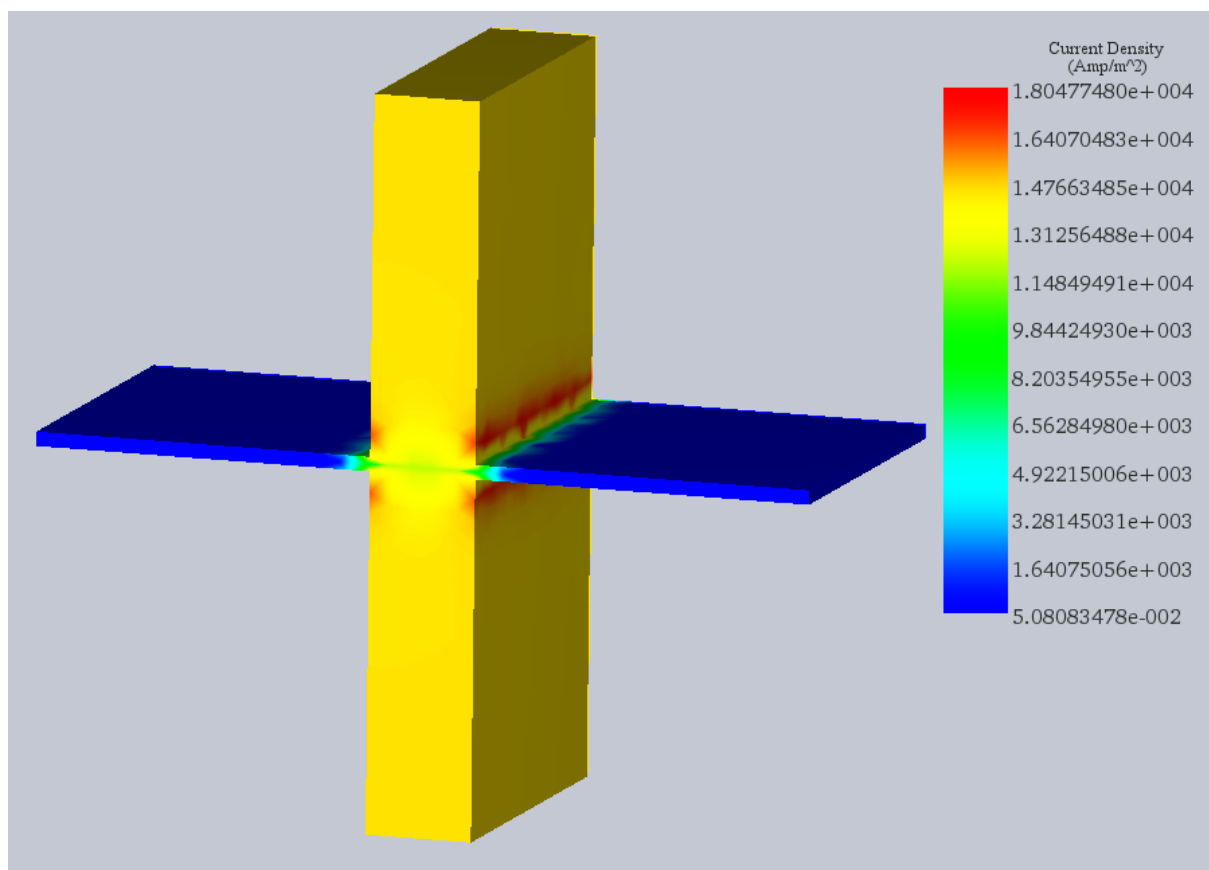


Рисунок 3.3.4 – Густина струму, створювана в результаті роботи електродів

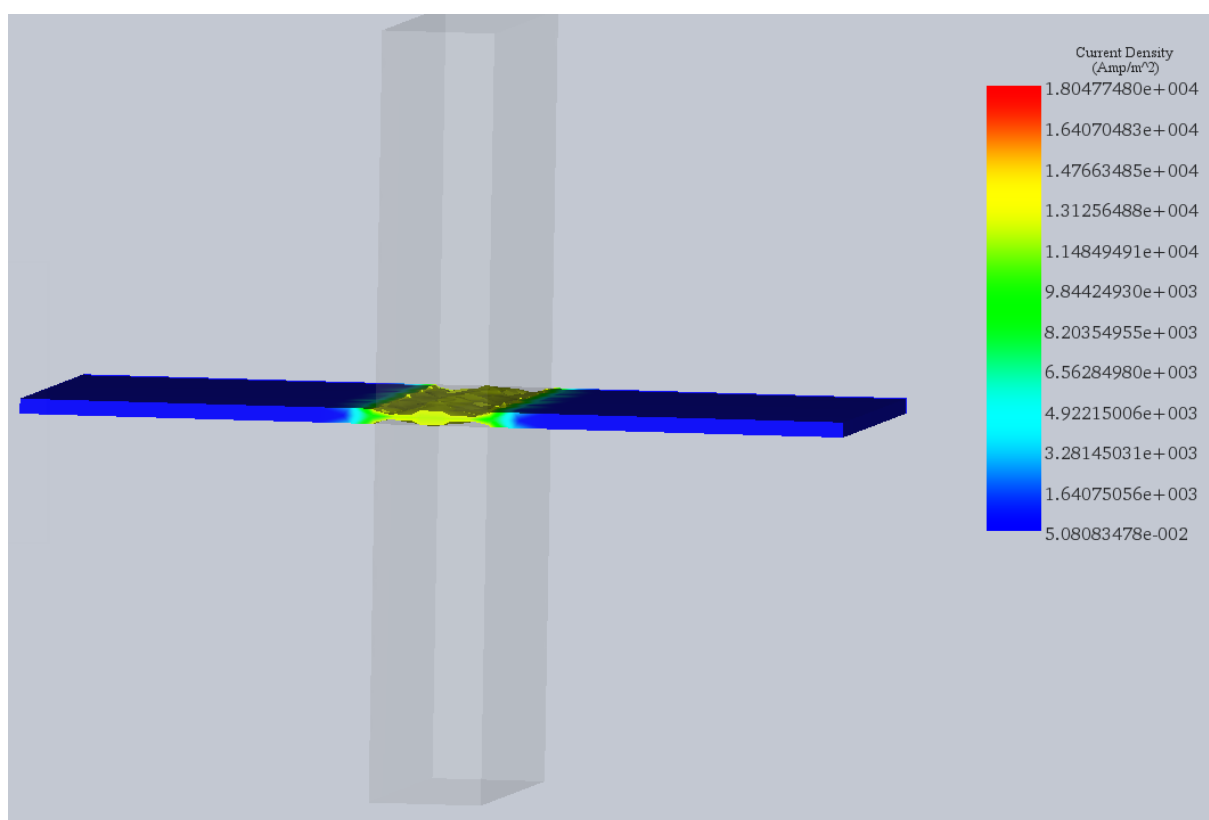


Рисунок 3.3.5 – ISO густини струму з нижньою межею 12,5 кА/м<sup>2</sup>

З рисунків 3.3.4 та 3.3.5 видно, що густина струму складе близько  $12,5 \text{ кА/м}^2$  та зосередження її по бокам тканини, а не тільки в її центрі. Тобто в результаті роботи електродів тканини з параметром зварки  $U=40\text{В}$  та початковою температурою  $27^\circ\text{C}$  буде зварювання тонкого кишечника буде відбуватись так як це необхідно.

### 3.4 Моделювання розтягу електрозварного анастомозу тонкого кишечника

Виходячи з отриманих даних було побудовано спрощену модель ділянки тонкого кишечника з електрозварним анастомозом. На рисунку 3.4.1 зображено одну з трьох побудованих моделей. Вони відрізняються товщиною шва, який було отримано попередньо.

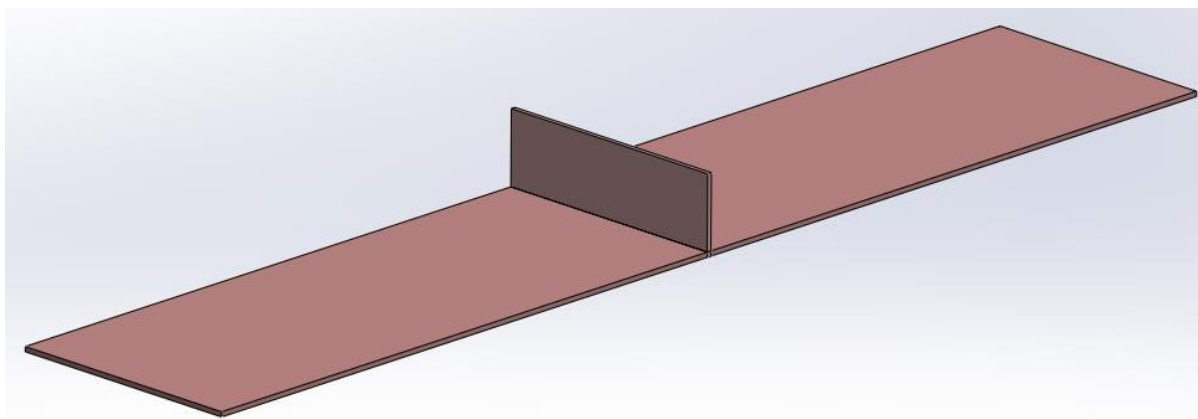


Рисунок 3.4.1 – Спрощена 3-D модель ділянки тонкого кишечника, яка зазнала зварювання

Було змодельовано процеси, що відбуваються з тонким кишечником та зварним анастомозом товщиною  $0,23 \text{ мм}$ ,  $0,19 \text{ мм}$  та  $0,1 \text{ мм}$  під час дослідження на міцність. Моделювання відбувалось так само як і при реальних дослідженнях,

тобто відбувалось розтягнення тканини.

В середовищі SolidWorks є можливість відобразити навантаження на тканину встановлюючи мінімальне значення для відображення. Дана властивість має назву ISO. На рисунку 3.4.2-3.4.7 зображено епюри напруг при розтягненні ділянки тонкого кишечника з зварним анастомозом (навантаженням 1 Мпа [35]) та ISO ділянки для кращої демонстрації даних напруги в середині тканини.

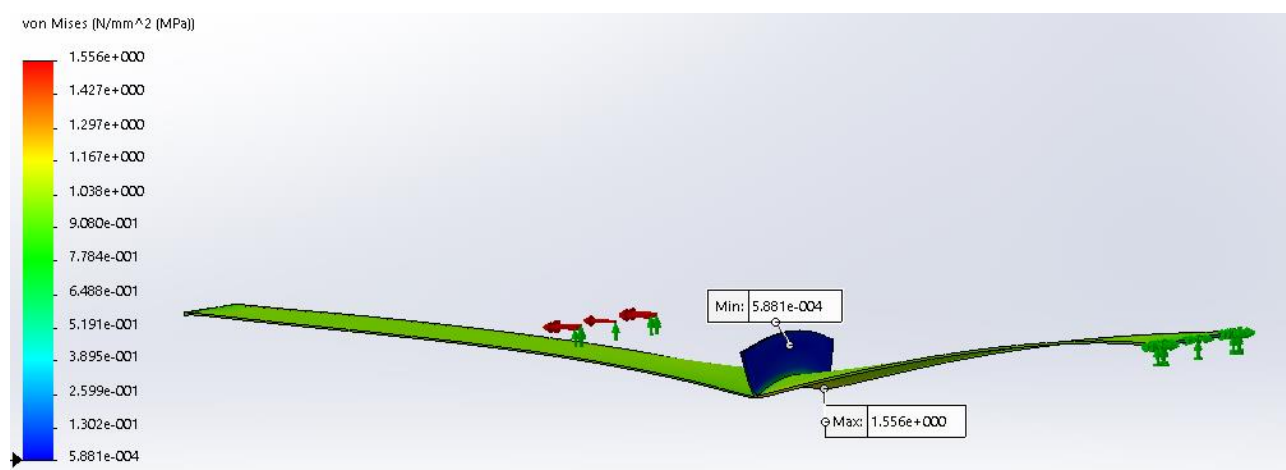
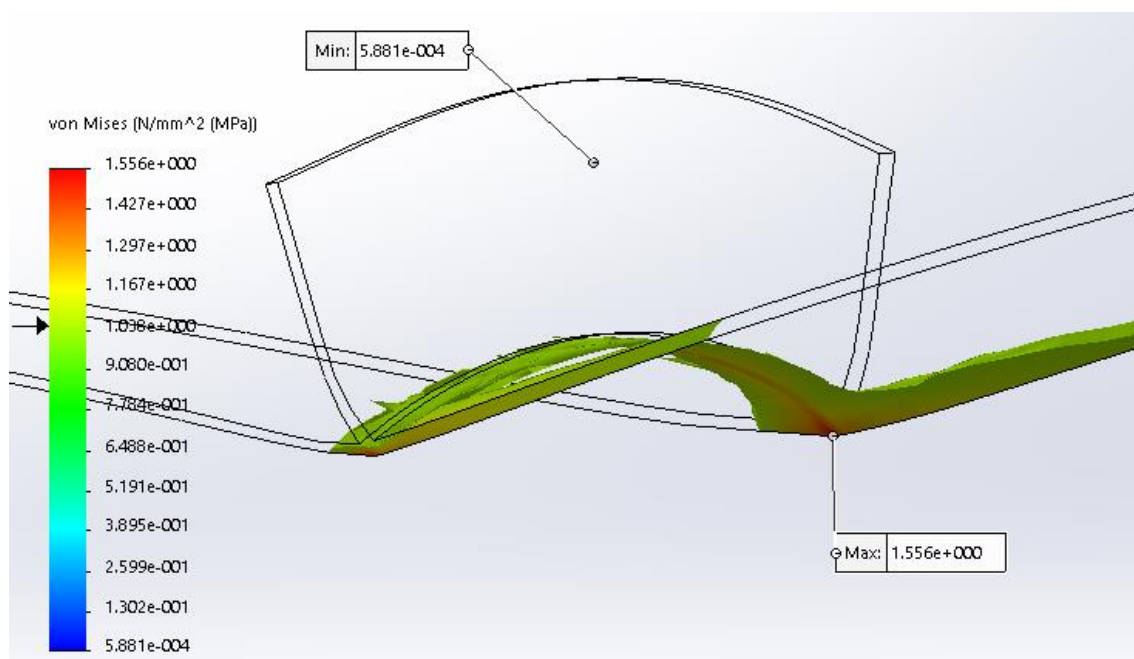


Рисунок 3.4.2 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,23 мм



Рисуніок 3.4.3 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,23 мм

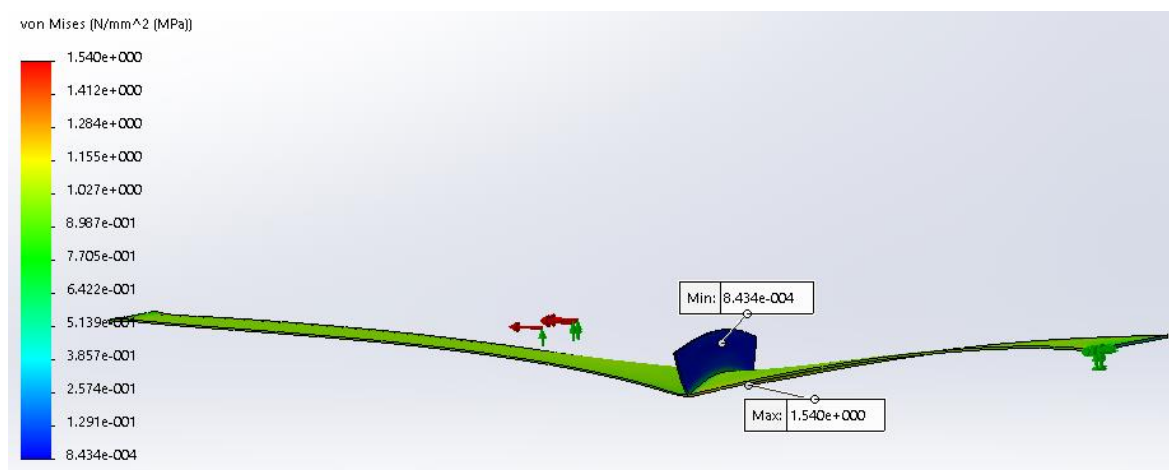


Рисунок 3.4.4 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,19 мм

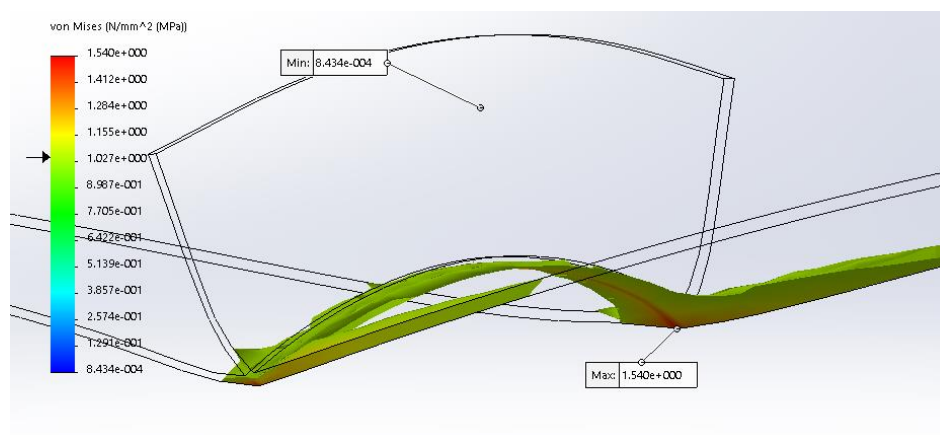


Рисунок 3.4.5 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,19 мм

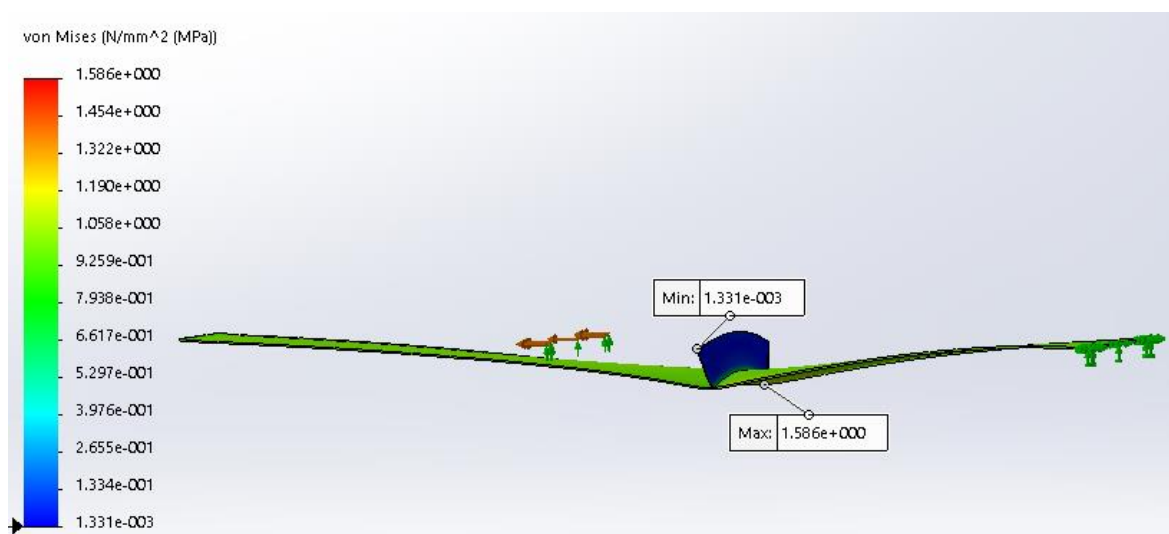


Рисунок 3.4.6 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,1 мм

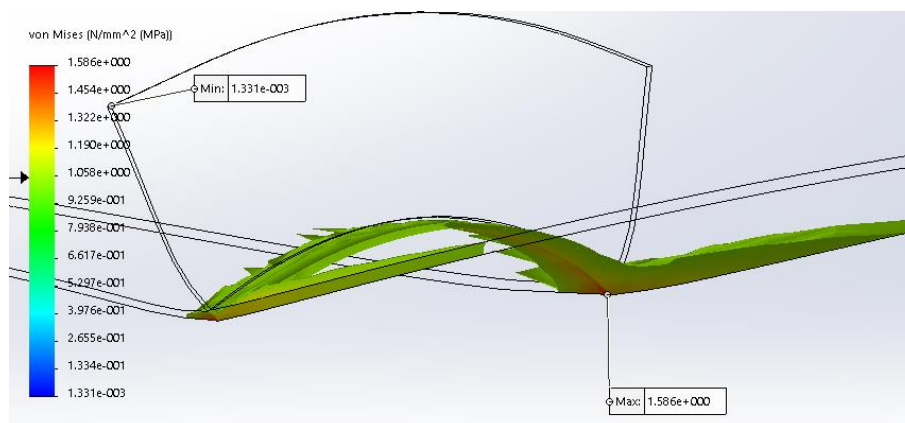


Рисунок 3.4.7 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,1 мм

Як можна побачити з рисунків 3.4.2- 3.4.7 максимальна напруга діє на місце зварного анастомозу (а саме його краї). Саме в цьому місці відбувається руйнування тканини при експериментах. Видно, що на краях анастомозу навантаження в 1,5 рази більше навантаження, яке прикладено для розтягу тканини. Тому можна рахувати, що реальна прочність матеріалу анастомозу в 1,5 рази більше тиску при розтягу при якому відбувається розрив електрозварного анастомозу.

З рисунку 3.4.8 можна побачити, що максимальне навантаження, яке здатна витримати тканина при розтягу не залежить від товщини анастомозу.

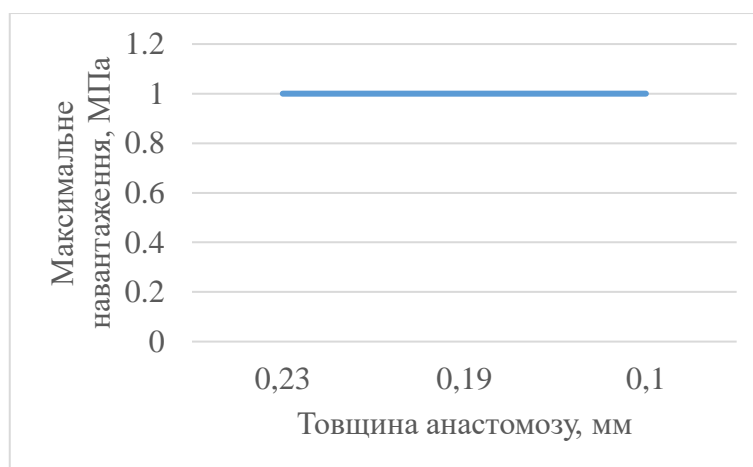


Рисунок 3.4.8 – Графік залежності максимального навантаження від товщини анастомозу

На рисунках 3.4.9-3.4.11 можна побачити епюри переміщення при розтягненні ділянки тонкого кишечника з зварним анастомозом.

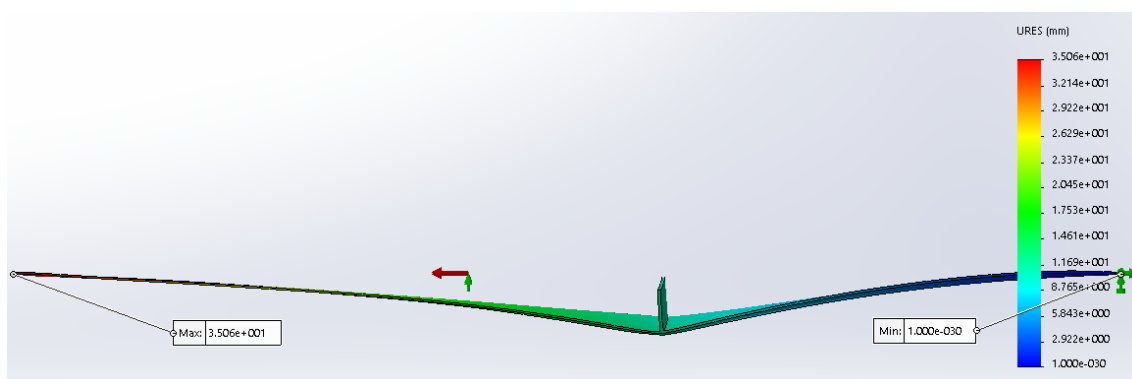


Рисунок 3.4.9 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,23 мм

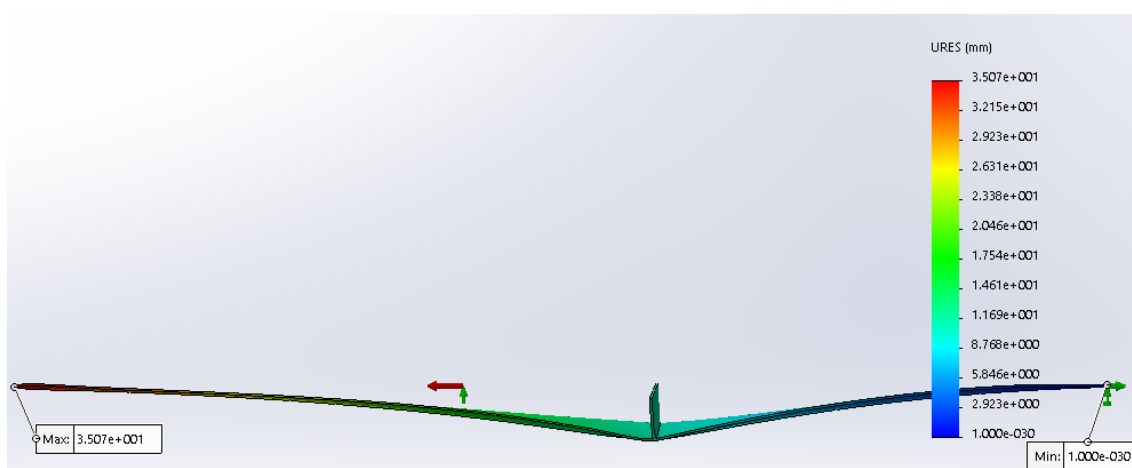


Рисунок 3.4.10 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,19 мм

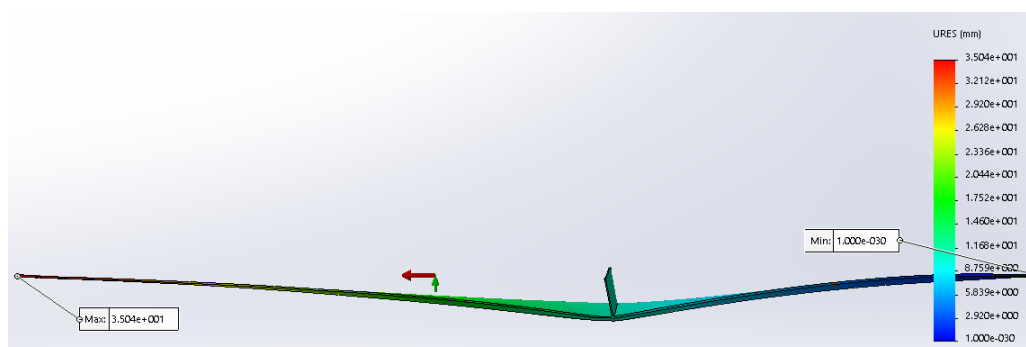


Рисунок 3.4.11 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,1 мм



З рисунків 3.4.9-3.4.11 видно що, оскільки було прикладено однакове навантаження, то й переміщення є однаковим та складає 3,5 см.

На рисунках 3.4.12-3.4.14 зображено деформацію тканини при розтягненні в залежності від прикладеного розривного зусилля.

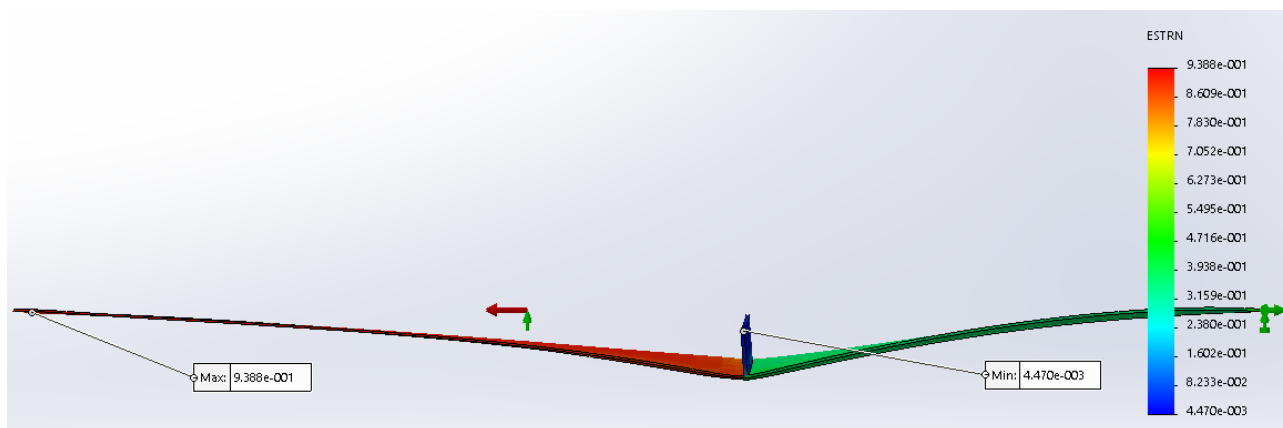


Рисунок 3.4.12 – Деформація тканини при розтягненні електрозварного анастомозу 0,23 мм

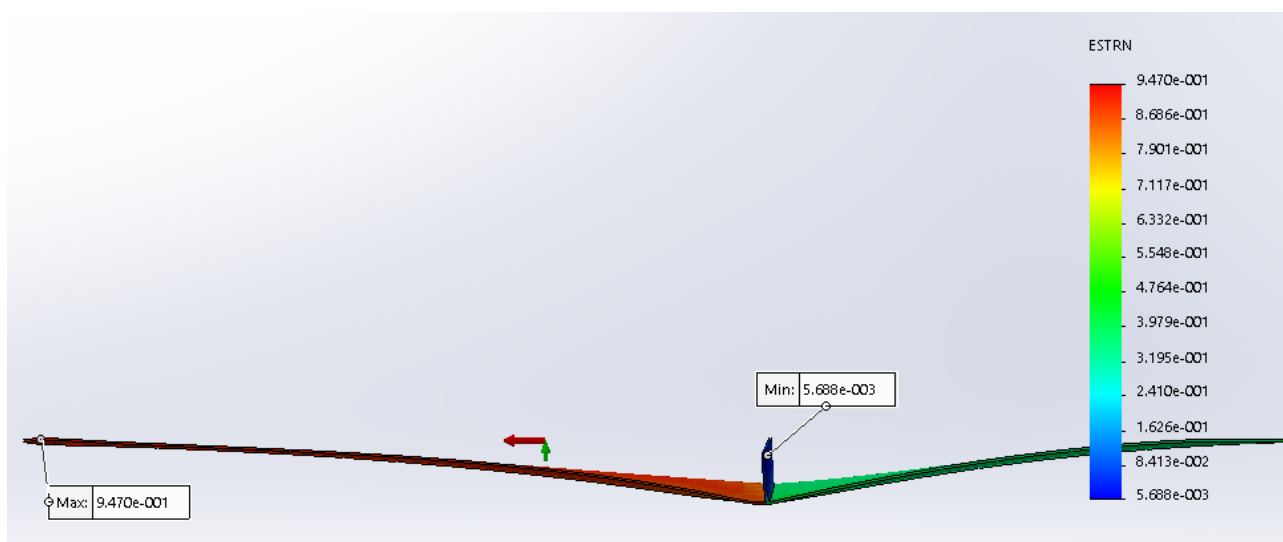


Рисунок 3.4.13 – Деформація тканини при розтягненні електрозварного анастомозу 0,19 мм

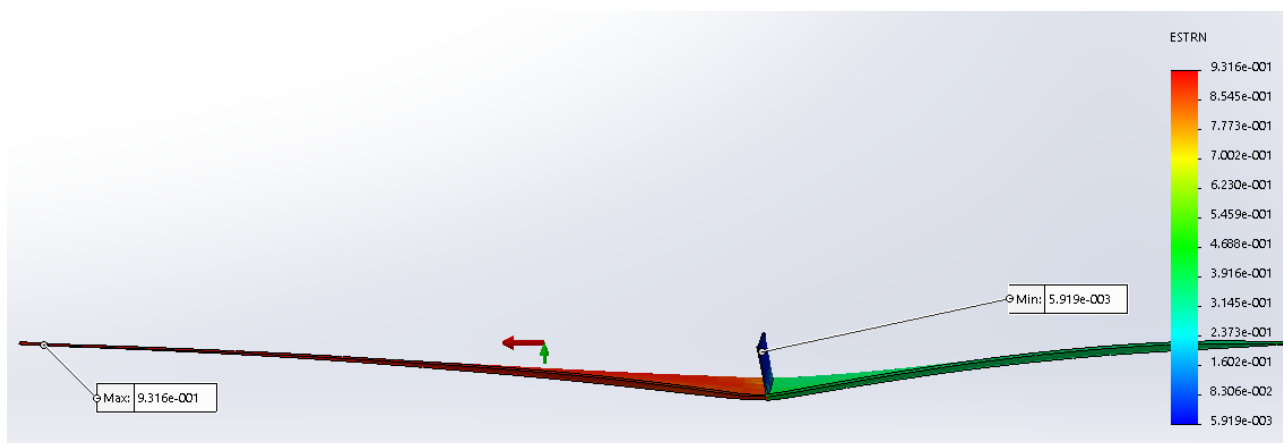


Рисунок 3.4.14 – Деформація тканини при розтягненні електрозварного анастомозу 0,1 мм

Оскільки було прикладено однакове навантаження, то й деформація не має суттєвих відмінностей.

### Висновки до розділу 3

При деформаціях, яким була піддана ділянка тонкого кишечника з зварним анастомозом тканина не зазнала руйнувань та при збільшенні тиску на біологічну тканину відбувається зменшення товщини шва.

Під час зварювання ділянки тонкого кишечника з параметром зварки  $U=40V$  та початковою температурою  $27\text{ }^{\circ}C$  температура  $100^{\circ}C$  досягається після 1.4 секунди зварки. Електромагнітне поле та густина струму розподіляються саме так як і повинні.

При розтяганні зразків можна побачити, що напруга розподіляється не рівномірно та найбільше значення напруги має зварний анастомоз (а саме його краї), тобто руйнування при розтягненні відбуваються саме в цьому місці. Розривне зусилля не залежить від товщини зварного анастомозу та складає 1 МПа. Переміщення також не залежить від товщини анастомозу та складає 3,5 см.

## РОЗДІЛ 4

### РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЕКТУ

#### 4.1 Опис ідеї стартап – проекту

В даному розділі буде проведено маркетинговий аналіз перспектив реалізації запропонованого проекту та оцінювання можливостей його ринкового впровадження.

Маркетинговий аналіз стартап проекту проводиться для визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямків реалізації цього впровадження [36].

У таблиці 4.1 представлено зміст ідеї та можливі базові потенційні ринки, в межах яких потрібно шукати групи потенційних клієнтів.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Розробка моделі електрозварного анастомозу тонкого кишечника для моделювання процесів, що відбуваються під час поздовжнього навантаження	Медицина	Можливість моделювання будь-яких досліджень в програмному комплексі SolidWorks
		Доступність програмного забезпечення SolidWorks.
		Відсутність потреби проведення експериментів над тваринами.

Визначений перелік слабких, сильних та нейтральних характеристик та властивостей ідеї потенційного товару є підґрунтям для формування його конкурентоспроможності.

Аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї (чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників) порівняно із пропозиціями конкурентів передбачає [36]:

— визначення переліку техніко-економічних властивостей та характеристик ідеї;

– визначення попереднього кола конкурентів (проектів-конкурентів) або товарів-замінників чи товарів-аналогів, що вже існують на ринку, та збір інформації щодо значень техніко-економічних показників для ідеї власного проекту та проектів-конкурентів;

– порівняльний аналіз показників: для власної ідеї визначаються показники, що мають гірші значення (W, слабкі), аналогічні (N, нейтральні) значення, кращі значення (S, сильні).

У таблиці 4.2 наведено аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно з пропозиціями товарів-конкурентів.

Таблиця 4.2 – Сильні, слабкі та нейтральні характеристики ідеї проекту

№ п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(Потенційні) товари/концепції конкурентів		W слабка сторона	N нейтральна	S сильна сторона
		Мій проект	Конкурент 1			
1	Зручність	Можна використовувати в будь-якому зручному місці	Необхідно знайти зразок тонкого кишкового свині та необхідне обладнання			+
2	Технологічні характеристики	Комп'ютер та середовище SolidWorks	Необхідне обладнання			+
3	Довговічність	Можна використовувати скільки завгодно раз	Зазвичай не більше одного використання			+
4	Надійність	Безвідмовність	Необхідність проведення декількох досліджень			+
5	Транспортабельність	Можлива передача через інтернет	Важкість транспортування необхідного обладнання			+

Конкурент 1 – дослідження на ділянці тонкого кишкового свині.

## 4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Нижче наведено результати проведеного аудиту технології, за допомогою якої можна реалізувати ідею створення проекту.

Визначення технологічної здійсненності ідеї проекту передбачає аналіз наступних складових [36]:

- за якою технологією буде виготовлено товар згідно ідеї проекту?
- чи існують такі технології, чи їх потрібно розробити/добробити?
- чи доступні такі технології авторам проекту?

В таблиці 4.3 вказано технологічну здійсненність ідеї проекту

Таблиця 4.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту.

Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
Розробка моделі тонкого кишечника з електрозварним анастомозом моделювання процесів, що відбуваються під час поздовжнього навантаження	Створення моделі в середовищі SolidWorks.	Необхідно створити достовірні моделі в середовищі SolidWorks.	Доступно

За результатами аналізу таблиці можемо зробити висновок, що технологічна реалізація проекту цілком можлива, обраний технологічний шлях є легкодоступним.

## 4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Визначення ринкових можливостей, які можна використати під час ринкового впровадження проекту, та ринкових загроз, які можуть пере-шкодити реалізації проекту, дозволяє спланувати напрями розвитку про-екту із урахуванням стану ринкового середовища, потреб потенційних клієнтів та пропозицій проектів-конкурентів [52].

Спочатку проводимо аналіз попиту: наявність попиту, обсяг, динаміка розвитку ринку (табл. 4.4).

Таблиця 4.4 – Характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	1
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	150000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Наявність сертифікатів
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Сертифікати перевірки конструкції, типу та відповідності
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	18

З таблиці 4.4 можна зробити висновок, що за попереднім оцінювання ринок є привабливим для входження.

Далі визначаємо потенційні групи клієнтів, їх характеристики, та формується орієнтовний перелік вимог до товару (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
Використання методики електрозварювання для з'єднання ділянок біологічної тканин	Медичні заклади з відділеннями хірургії	—	Простота здійснення методики. Ефективність. Помірна ціна.

Проводимо аналіз ринкового середовища, тобто аналізуються фактори загроз та фактори можливостей.

Фактори загроз – це фактори, які перешкоджають ринковому впровадженню проекту. Фактори можливостей – фактори, які сприяють ринковому впровадженню проекту [36].

В таблиці 4.6 наведено фактори загроз для проекту. В таблиці 4.7 наведено фактори можливостей для проекту.

Таблиця 4.6. – Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Наявність кваліфікованих спеціалістів	Методика об'єднує інженерний та медичний підхід, тому потрібні люди з певною кваліфікацією.	Пошук персоналу у науково-дослідних інститутах та медичних закладах.
2	Обладнання	Комп'ютер є необхідними ресурсами для здійснення методики.	Залучити до справи інвесторів.
3	Суб'єктивне ставлення	Сумніви дослідників у надійності використання програми для моделювання процесів.	Ознайомлювати дослідників з даною методикою, її ефективністю.

Таблиця 4.7 – Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Актуальність	Метод електрозварювання має широку застосовуваність в області хірургії.	Удосконалення методики, досягнення її максимальної доступності.
2	Менша кількість побічних ефектів	Метод електрозварювання має значно менше побічних ефектів у порівнянні з іншими та сприяє найшвидшому загоєнню.	Залучення великого сегменту пацієнтів.

Далі проводимо аналіз пропозиції, тобто визначаємо загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентно-спроможною)
1. Тип конкуренції Чиста конкуренція	Наявність великої кількості незалежно діючих виробників, які виробляють стандартизовану, тотожну продукцію і при цьому ніхто з них не може впливати на ціну.	Встановлення конкурентно-спроможної ціни, покращення товару та обслуговування.
2. Тип конкуренції Національна	Основні конкуренти це вітчизняні виробники.	Забезпечення більшої якості.
3. За галузевою ознакою Внутрішньогалузева	Економічна боротьба між різними товаровиробниками, які виробляють продукцію, що задовольняє одну й ту саму потребу.	Розширення функціонального застосування.
4. Конкуренція за видами товарів Товарно-родова	Конкуренція між товарами що можуть виконувати схожі функції.	Забезпечення більшої якості.

## Продовження таблиці 4.8

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкуренто-спроможною)
5. За характером конкурентних переваг Не цінова	Проводиться, головним чином, через вдосконалення якості продукції та умов її продажу.	Забезпечення кращої, ніж у конкурентів, інформованості про продукт; проведення професійних маркетингових заходів.
6. За інтенсивністю Не марочна	Роль торгової марки незначна.	Встановлення близьких, довірливих відносин із споживачами.

Після цього проводимо більш детальний аналіз умов конкуренції, використовуючи модель 5 сил М. Портера (табл.4.9) [36].

Таблиця 4.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Дослідження на біоматеріалі свині	Наявність вже існуючих рішень.	Постачальники не мають прямої вплив на якість продукції.	Вимоги до якості.	Наявні на ринку.
Висновки	Збільшення ресурсів на рекламу.	Є можливості виходу на ринок, але є і конкуренти. Строки – 18 місяців.	Постачальники не диктують умови роботи на ринку.	Послуга має бути якісною	Необхідно випускати продукт не гірше, ніж у конкурентів та розширювати можливості створення.

Використовуючи наведені вище дані, визначаємо та обґрунтовуємо перелік факторів конкурентоспроможності. Аналіз оформлено у табл. 4.10.

Таблиця 4.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Висококваліфікаційні кадри	Залучення кваліфікованого персоналу з науково-дослідних інститутів та медичних закладів.
2	Рівень техніки	Використання сучасних швидкісних комп'ютерів та останньої версії середовища SolidWorks.
3	Реклама	Активне просування на ринку, налагодження індивідуального підходу до кожного споживача і можливість передачі значного обсягу інформації.
4	Ціна	Встановлення вигідної ціни для споживача



За визначеними факторами конкурентоспроможності (табл. 4.10) проводиться аналіз сильних та слабких сторін стартап-проекту (табл.4.11).

Таблиця 4.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з індивідуальною пластиною						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Ціна	18						+	
2	Конкуренти	15					+		
3	Бар'єри проникнення	12				+			

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (табл. 4.12). SWOT-аналіз - метод стратегічного планування, що полягає у виявленні факторів внутрішнього і зовнішнього середовища. Сильні і слабкі сторони є факторами внутрішнього середовища об'єкта аналізу, (на що сам об'єкт здатний вплинути); можливості і загрози є факторами зовнішнього середовища (тобто тим, що може вплинути на об'єкт ззовні). [36]

Таблиця 4.12 – SWOT-аналіз стартап-проекту

<p>Сильні сторони:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Надійність методу</li> <li>– Не має необхідності використовувати біологічні матеріали тварин</li> <li>– Не потребує спеціальної підготовки</li> <li>– Доступне програмне забезпечення</li> </ul>	<p>Слабкі сторони:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Вузька направленість</li> <li>– Необхідність залучення інвесторів</li> </ul>
<p>Можливості:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Збільшення попиту</li> <li>– Розширення сегменту ринку</li> <li>– Активна реклама</li> </ul>	<p>Загрози:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– Поява на ринку нових конкурентів</li> </ul>

На основі SWOT-аналізу розробляються альтернативи ринкової поведінки (перелік заходів) для виведення стартап-проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації з огляду на потенційні проекти конкурентів, що можуть бути виведені на ринок (табл. 4.13) [36].

Таблиця 4.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
Рекламна кампанія	60%	3 місяці

## Продовження таблиці 4.13

Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
Особисті (прямі) продажі	90%	2 місяці
Пропаганда (публікації, участь у виставках, конференціях)	55%	6 місяців
Стимулювання продажів (акції з нагоди введення товару на ринок)	75%	2 місяці

З означених альтернатив було обрано прямі продажі, бо вони забезпечують: індивідуальний підхід до кожного споживача та можливість передачі інформації; зворотний зв'язок зі споживачами, який дозволяє коригувати рекламні кампанії.

## 4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Розроблення ринкової стратегії першим кроком передбачає визначення цільової групи потенційних клієнтів (табл. 4.14).

Таблиця 4.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів прийняти продукт	Орієнтований попит в межах цільової аудиторії	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу в сегмент
Медичні заклади	Середня	Середній	Невисока	Помірна
Які цільові групи обрано: Обрано медичні заклади як цільову аудиторію				

За результатами аналізу потенційних груп споживачів (сегментів) було обрано стратегію концентрованого маркетингу, тому що компанія зосереджується на одному сегменті охоплення ринку.

Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформулювати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15 – Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія ринку
Зосередження на одному сегменті	Стратегія концентрованого маркетингу	Концентрація зусиль на великій частині одного сегменту, що забезпечить міцну ринкову позицію.	Стратегія спеціалізації

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект “першопрохідцем” на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
Так	Буде шукати нових та забирати вже існуючих.	Ні	Заняття конкурентної ніші

Використовуючи наведені вище дані було розроблено стратегію позиціонування (табл. 4.17).

Таблиця 4.17 – Визначення стратегії позиціонування

Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту
Простота методики. Помірна ціна. Ефективність.	Стратегія спеціалізації	Наукоємність методики, краща цінова пропозиція.	Медицина, безболісна, неінвазивна, без експериментів над тваринами

Дана стратегія полягає у формуванні ринкової позиції (комплексу асоціацій), за яким споживачі мають ідентифікувати торгівельну марку/проект.

#### 4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Першим кроком у розробленні маркетингової програми стартап-проекту є

формування маркетингової концепції товару, який отримає споживач (табл. 4.18).

Таблиця 4.18 – Визначення переваг концепції потенційного товару

Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі, або такі, що потрібно створити)
Точні дослідження властивостей електрозварного анастомозу тонкого кишечника	Точність моделювання в середовищі SolidWorks. Товар не потребує використання біологічного матеріалу тварин	Точність моделювання та можливість проведення будь-яких необхідних досліджень. Не потребує використання великої кількості біологічного матеріалу тварин.

Надалі розробляємо трирівневу маркетингову модель товару (табл. 4.19).

Таблиця 4.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові
I. Товар за задумом	Створення достовірної моделі електрозварного анастомозу тонкого кишечника
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики
	1. Достовірність створеної моделі. 2. Сумісність її з сучасним програмним комплексом. 3. Безпечність. 4. Відсутність необхідності використання біологічного матеріалу тварин
	Якість: стабільна робота та достовірність створеної моделі.
	Пакування: – Марка: –
III. Товар із підкріпленням	До надання послуги: індивідуальний підхід, можливість тестування
	Після надання послуги: медичні та наукові консультації.
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: авторське право та патент, ліцензування.	

Наступним кроком є визначення цінових меж, якими необхідно керуватись при встановленні ціни на потенційний товар, остаточне визначення ціни відбувається під час фінансово-економічного аналізу проекту (табл. 4.20) [36].

Таблиця 4.20 – Визначення меж встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1000-7000 грн.	—	10000 грн. і вище	1000-3000 грн

Наступним кроком є визначення оптимальної системи збуту (табл. 4.21), яка допомагає приймати рішення щодо кращого його проведення [36].

Таблиця 4.21 – Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Безпосередня купівля	Організація перед- і післяпродажного обслуговування споживачів	Канал нульового рівня	Встановлення тісного контакту зі споживачем, без посередників.

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій, яка спирається на попередню обрану основу для позиціонування та визначену специфіку поведінки клієнтів (табл. 4.22).

Таблиця 4.22 – Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного з'єднання.
Цільові клієнти – компанії, які бажають впровадити у своїй роботі сучасні засоби, які допоможуть отримати вигоду та покращити дохідність. Вони цікавляться сучасними розробками та інноваційними рішеннями, тому відвідують конференції, семінари.	Виставки, конференції. Особисті канали комунікацій.	Позиція на основі порівняння фірми з товарами конкурентів; Відмінні особливості споживача	Донести інформацію про корисну дію методики, максимально звернути увагу на її сильні сторони.	Наголошення на можливості проведення будь-яких досліджень та відсутності необхідності використовувати біоматеріал тварин

Така концепція забезпечує індивідуальний підхід до кожного споживача і можливість передачі значного обсягу інформації; зворотний зв'язок зі споживачами, що дозволяє своєчасно коригувати рекламні кампанії.

#### Висновки до розділу 4

На основі проведеного аналізу можна стверджувати, що є можливість ринкової комерціалізації проекту. Тобто впровадження наведеного проекту є економічно вигідним, що підтверджує позитивна рентабільність.

Хоча на ринку й існують конкуренти, та проект є цілком конкурентоспроможним і відповідає вимогам цільової аудиторії. За результатами попередньої характеристики потенційного ринку стартап проекту, потенційних клієнтів проекту, ступеневого аналізу конкуренції на ринку можна сказати, що попит наявний, а динаміка ринку відображає стійке зростання попиту.

Серед обраних потенційних груп клієнтів обрано медичні заклади. Обрана альтернатива розвитку проекту – зосередження на одному сегменті; базова стратегія розвитку – стратегія спеціалізації.

Для виведення стартап-проекту на ринок серед альтернатив ринкової поведінки було обрано прямі продажі, які допоможуть встановити особисті довірливі відносини з потенційним покупцем. Індивідуальний підхід дає змогу ознайомити споживача з сильними сторонами проекту.

## ВИСНОВКИ

У ході магістерської дисертації було опрацьовано достатню кількість літератури, щодо методу зварювання біологічних тканин. Стало зрозумілим, що даний метод широко застосовується в хірургії. Він має ряд переваг перед іншими у вигляді меншої кількості ускладнень та кращого відновлення після операції. Утворений електрозварний анастомоз є більш герметичним та міцним у порівнянні з іншими видами міжкишкових анастомозів.

Для моделювання та аналізу дії повздовжнього навантаження на електрозварний анастомоз було проведено комп'ютерне моделювання в середовищі SolidWorks процесу зварювання з різним тиском на біологічну тканину та проведено моделювання процесів, що відбуваються під час розтягу електрозварного анастомозу тонкого кишечника.

Після моделювання зварювання з різним тиском на біологічну тканину було отримано 3 різні моделі тонкого кишечника з різною товщиною електрозварного анастомозу (чим більша величина тиску, тим менше товщина анастомозу), які в подальшому піддавались розтягу.

Під час зварювання ділянки тонкого кишечника з параметром зварки  $U=40V$  та початковою температурою  $27\text{ }^{\circ}C$  температура  $100^{\circ}C$  досягається після 1.4 секунди зварки. Електромагнітне поле та густина струму розподіляються саме так як і повинні.

В результаті проведення моделювання процесу розтягу (тобто тканина зазнає повздовжнього навантаження) було отримано результати, які свідчать, що товщина електрозварного анастомозу не впливає на макисмальне навантаження, яке здатна витримати тканина. Напруга в тканині розподіляється не рівномірно, а зосереджена в місці електрозварного анастомозу (а саме на його краях).

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Подпряттов С. С. Фізичні особливості електрозварного міжкишкового анастомозу / С. С. Подпряттов, С. Є. Подпряттов, С. Г. Гичка. // Хірургія дитячого віку. – 2018. – С. 69–73.
2. Сварка, резка и термическая обработка живых тканей / [Б. Е. Патон, И. В. Кривцун, Г. С. Маринский та ін.]. // Атоматическая сварка. – 2013. – С. 135–146
3. Сварка живых тканей: теория, практика, перспективы [Електронний ресурс], <https://fp.com.ua> – Режим доступу: <https://fp.com.ua/articles/svarka-zhivyyih-tkaney-teoriya-praktika-perspektivy/> – Дата доступу: 31.08.2020
4. Креницкий К. С. Моделирование лапароскопического инструмента для сварки живых тканей / К. С. Креницкий, А. В. Лебедев. // Біомедична інженерія та електроніка. – 2017. – №4.
5. Тонка кишка [Електронний ресурс], <https://anatom.ua> – Режим доступу: <https://anatom.ua/basis/text/all/2-10/> – Дата доступу: 10.09.2020
6. Анатомія органів системи травлення [Електронний ресурс], <https://physiology.nuph.edu.ua> – Режим доступу: [https://physiology.nuph.edu.ua/wp-content/анатомія\\_органів\\_системи\\_травлення](https://physiology.nuph.edu.ua/wp-content/анатомія_органів_системи_травлення) – Дата доступу: 11.09.2020
7. Травлення у тонкому кишечнику [Електронний ресурс], <https://disted.edu.vn.ua> – Режим доступу: <https://disted.edu.vn.ua/courses/learn/3074> – Дата доступу: 11.09.2020
8. Структурно функціональна характеристика тонкої кишки [Електронний ресурс], <https://ref.online-books.net.ua> – Режим доступу: <https://ref.online-books.net.ua/major/277/153134/> – Дата доступу: 11.09.2020
9. Энтерическая часть вегетативного отдела нервной системы [Електронний ресурс], <http://www.tryphonov.ru> – Режим доступу: <http://www.tryphonov.ru/tryphonov2/terms2/entans.htm> – Дата доступу: 11.09.2020



10. Строеие тонкой и толстой кишки [Электронний ресурс], <https://onko.lv/ru> – Режим доступу: <https://onko.lv/ru/rak-kishechnika/o-bolezni/stroenie-tolstoj-i-priamoj-kishki.html>– Дата доступу: 12.09.2020
11. Фізіологія травлення [Электронний ресурс], <https://www.researchgate.net> – Режим доступу: [https://www.researchgate.net/publication/317007844\\_Fiziologia\\_travlenna](https://www.researchgate.net/publication/317007844_Fiziologia_travlenna) – Дата доступу: 13.09.2020
12. Анатомо-фізіологічні особливості травлення [Электронний ресурс], <http://www.dovidnyk.org> – Режим доступу: <http://www.dovidnyk.org/articles/19/40.html> – Дата доступу: 16.09.2020
13. Травна система [Электронний ресурс], <https://ru.calameo.com> – Режим доступу: <https://ru.calameo.com/read/0046430400ce22e241ceb> – Дата доступу: 18.09.2020
14. Сварка, резка и термическая обработка живых тканей / [Б. Е. Патон, И. В. Кривцун, Г. С. Маринский та ін.]. // Автоматическая сварка. – 2013. – С. 135–146
15. Сварка живых тканей: теория, практика, перспективы [Электронний ресурс], <https://fp.com.ua> – Режим доступу: <https://fp.com.ua/articles/svarka-zhivyyih-tkaney-teoriya-praktika-perspektivy/> – Дата доступу: 31.08.2020
16. Патон Б. Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии / [Б. Е. Патон.] // Автоматическая сварка. – 2004. – №9. – С. 1–11.
17. Новые направления исследований в области сварки живых мягких тканей: Материалы Пятого междунар. семинара, 26-27 нояб. 2010 г., г. Киев / Под ред. О. Н. Ивановой. – Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2010. – 62 с. 10.
18. Сварка мягких живых тканей. Современное состояние и перспективы развития: Материалы Шестого междунар. семинара / Под ред. О. Н. Ивановой. – Киев: ИЭС им. Е. О. Патона, 2011. – 60 с. 11.
19. Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., 30 нояб. 2012 г., г. Киев / Под ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — 52 с

20. Новое оборудование ИЭС им. Е.О. Патона для сварки живых тканей / Г. С. Маринский, А. В. Чернец, В. А. Ткаченко, С. Е. Подпратов // Сварка и термическая обработка живых тканей. Теория. Практика. Перспективы: Материалы Седьмой междунар. науч.-практ. конф., Киев, 30 нояб. 2012 г. / Под. ред. Г. С. Маринского. — Киев: Междунар. ассоциация «Сварка», 2012. — С. 42.

21. Бліхарський Ю. З. Особливості резекції та анастомозу тонкої кишки в умовах перитоніту : дис. канд. мед. наук : 14.01.03 / Бліхарський Юрій Зіновійович — Львів, 2016. — 146 с.

22. Вплив перетворень у стінці тонкої кишки при створенні електрозварних анастомозів різного типу на розривну міцність з'єднання / С. С. Подпратов, С. Є. Подпратов, С. Г. Гичка, В. Г. Гетьман, А. В. Макаров, Г. С. Маринський, В. А. Ткаченко, С. В. Ткаченко, О. В. Чернець, Д. В. Тарнавський // Хірургія України. - 2018. - № 3. - С. 57-62. - Бібліогр.: 12 назв. - укр.

23. Особливості перебігу процесів проліферації в міжкишкових анастомотах, створених із застосуванням технології електрозварювання живих тканин / С. С. Подпратов, С. Є. Подпратов, В. Г. Гетьман, А. В. Макаров, Г. С. Маринський, С. Г. Гичка, О. Ф. Петренко, О. В. Чернець, В. А. Ткаченко, А. Г. Дубко, Д. А. Грабовський, К. Г. Лопаткіна, С. В. Ткаченко // Хірургія України. - 2018. - № 2. - С. 60-64. - Бібліогр.: 8 назв. - укр.

24. Подпратов С. С. Створення міжкишвоих анастомозів з використанням електрозварювання живих тканин : дис. докт. мед. наук : 14.01.03 / Подпратов Сергій Сергійович — Київ, 2020. — 387 с.

25. Shikata J. Effects of tension on local blood flow in experimental intestinal anastomoses / J. Shikata, I. Shida // J. Surg. Res. — 1986. — Vol. 40. — P. 105—111.

26. Егоров В.И. Кишечные анастомозы: физико-механические аспекты / В.И. Егоров, Р.А. Турусов, И.В. Счастливец [и др.] // Видар-М. — Москва, 2004. — 38 с

27. Порівняльна антибактерійна стійкість електрозварного з'єднання живих тканин в міжкишковому анастомозі / С. С. Подпратов, С. Є. Подпратов, С. Г. Гичка, С. М. Корбут, В. Г. Гетьман, Г. С. Маринський, В. А. Ткаченко, С. В.

Ткаченко, О. В. Чернець, І. О. Белоусов, К. Г. Лопаткіна, В. П. Корчак, О. Ф. Петренко // Зб. наук. пр. співробітників НМАПО ім. П. Л. Шупика. - 2018. - Вип. 30. - С. 26-36. - Бібліогр.: 6 назв. - укр.

28. SolidWorks платформа для 3-D моделювання [Електронний ресурс], <https://www.cad-project.ru> – Режим доступу: <https://www.cad-project.ru/solidworks-nachalo/>– Дата доступу: 01.12.2020

29. SolidWorks обзор програми [Електронний ресурс], <https://3ddevice.com.ua> – Режим доступу: <https://3ddevice.com.ua/blog/3d-printer-obzor/obzor-programmy-solidworks/>– Дата доступу: 01.12.2020

30. Подробный обзор програми SolidWorks [Електронний ресурс], <https://junior3d.ru> – Режим доступу: <https://junior3d.ru/article/solidworks.html>– Дата доступу: 02.12.2020

31. SolidWorks Simulation [Електронний ресурс], <https://intersed.kiev.ua> – Режим доступу: [https://intersed.kiev.ua/simulation\\_packages/](https://intersed.kiev.ua/simulation_packages/)– Дата доступу: 03.12.2020

32. SolidWorks Simulation [Електронний ресурс], <https://www.csoft.ru> – Режим доступу: <https://www.csoft.ru/catalog/soft/solidworks-simulation/solidworks-simulation.html>– Дата доступу: 04.12.2020

33. EMS [Електронний ресурс], <https://www.solidworks.com> – Режим доступу: <https://www.solidworks.com/ru/partner-product/ems> Дата доступу: 05.12.2020

34. Electromagnetic Simulation Software Solution [Електронний ресурс], <https://www.cati.com> – Режим доступу: <https://www.cati.com/design-analysis/solidworks-simulation/electromagnetic-simulation/> Дата доступу: 05.12.2020

35. Т.А. Фесюк. Зварювання біологічних тканин. Маг. робота. НТУУ «Київський політехнічний інститут»; 2011.

36. Розроблення стартап-проекту [Електронний ресурс]: Методичні рекомендації до виконання розділу магістерських дисертацій для студентів інженерних спеціальностей / За заг. ред. О.А. Гавриша. – Київ: НТУУ «КПІ», 2016. – 28 с.

**ДОДАТОК А**  
**ЕКСПЕРЕМЕНТ НА РОЗТЯГ ДІЛЯНКИ ТОНКОГО КИШЕЧНИКУ**

Таблиця А.1 – Дані проведеного експерименту на розтяг ділянки тонкого кишечнику

Навантаження F, г	Видовження $\Delta l$ , мм
100	10
200	12
300	15
400	17
500	20
600	25
620 ( <i>розрив</i> )	28

**ДОДАТОК Б**  
**РОЗТЯГ ДІЛЯНКИ ТОНКОГО КИШЕЧНИКУ**

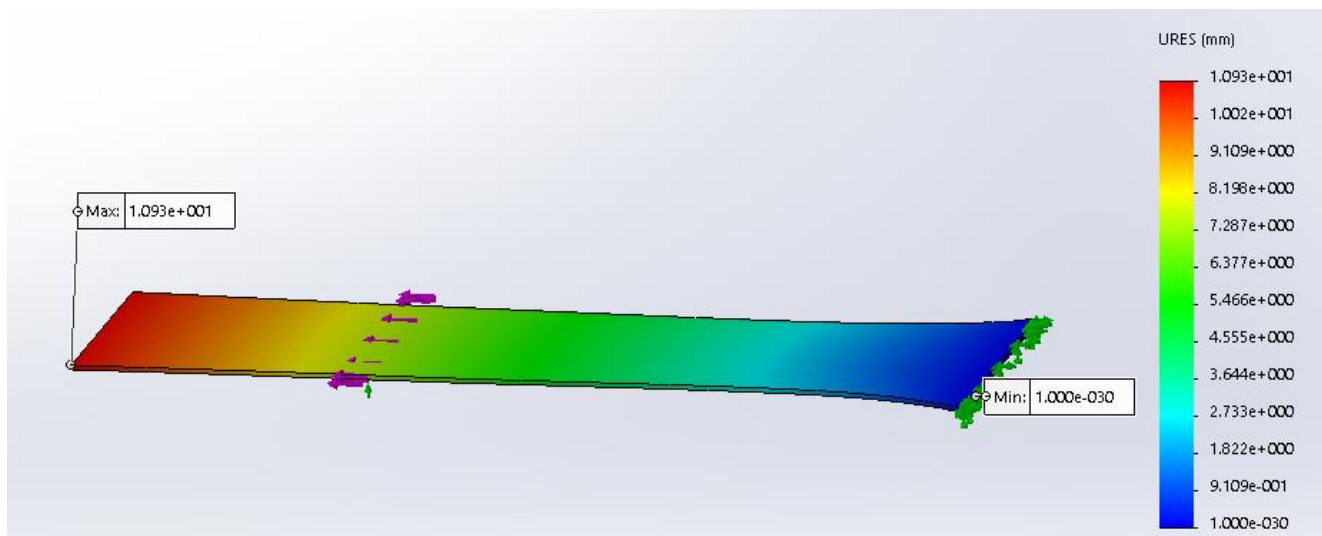


Рисунок Б.1 – Переміщення при розтягу з силою 1 Н

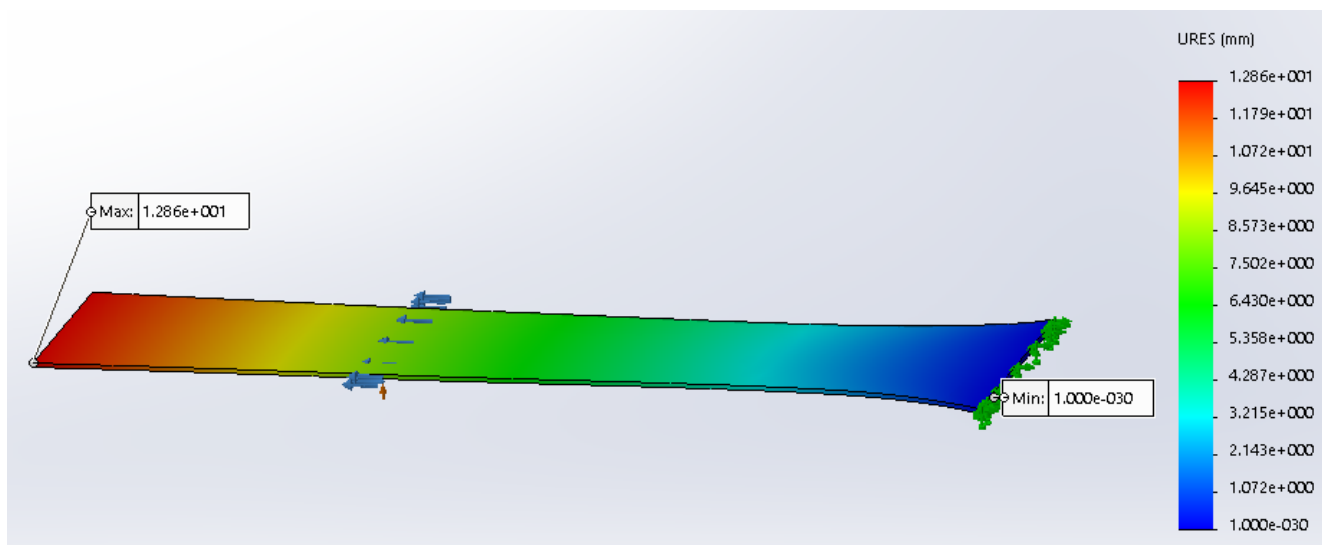


Рисунок Б.2 – Переміщення при розтягу з силою 2 Н

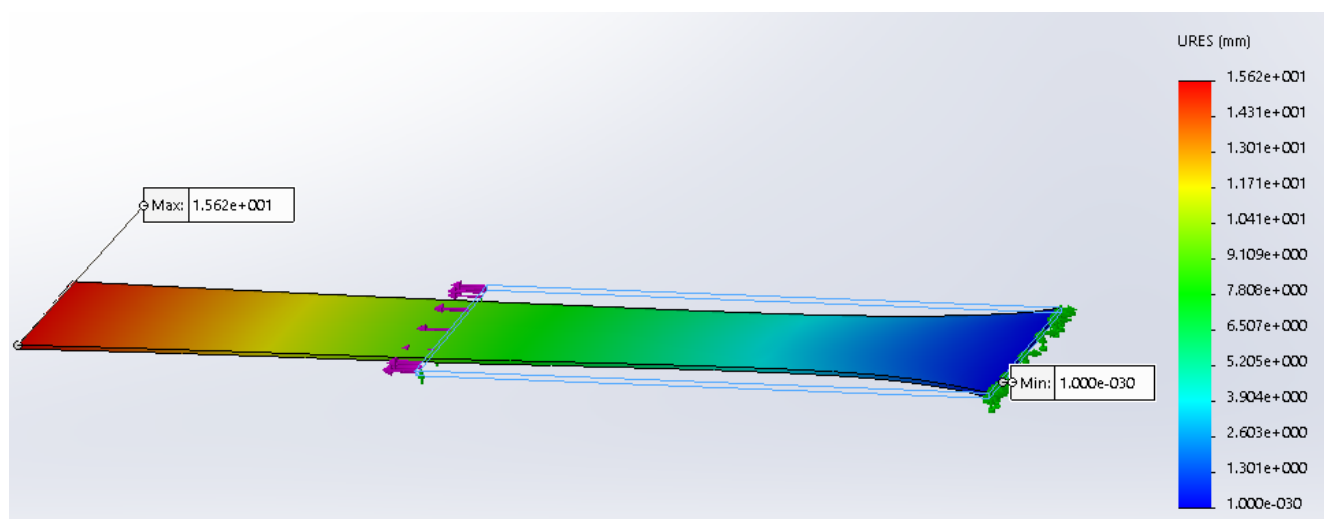


Рисунок Б.3 – Переміщення при розтягу з силою 3 Н

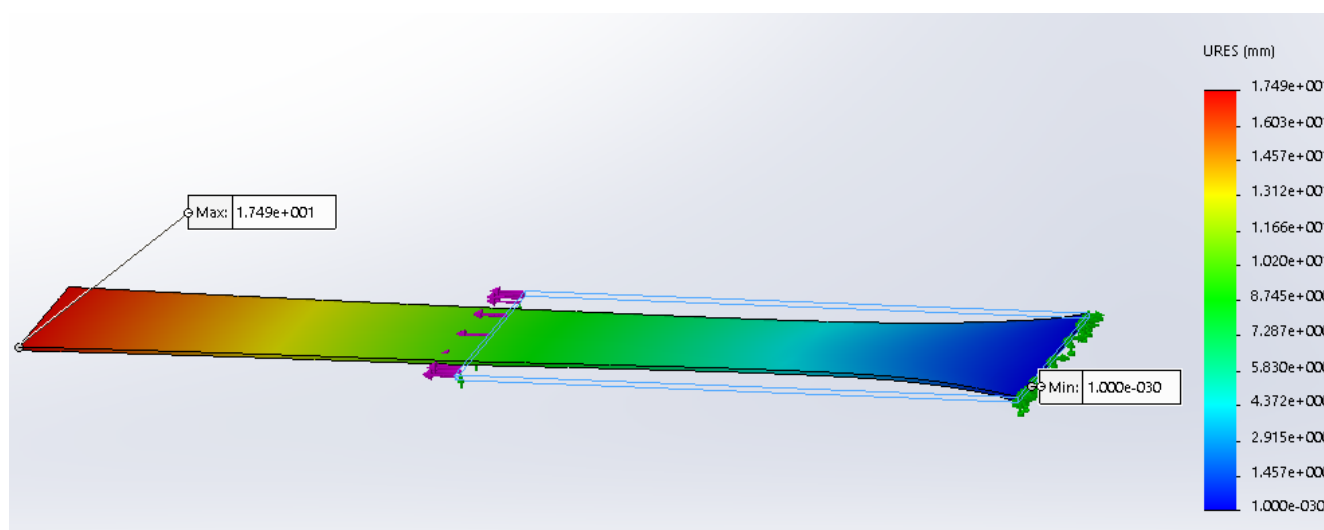


Рисунок Б.4 – Переміщення при розтягу з силою 4 Н

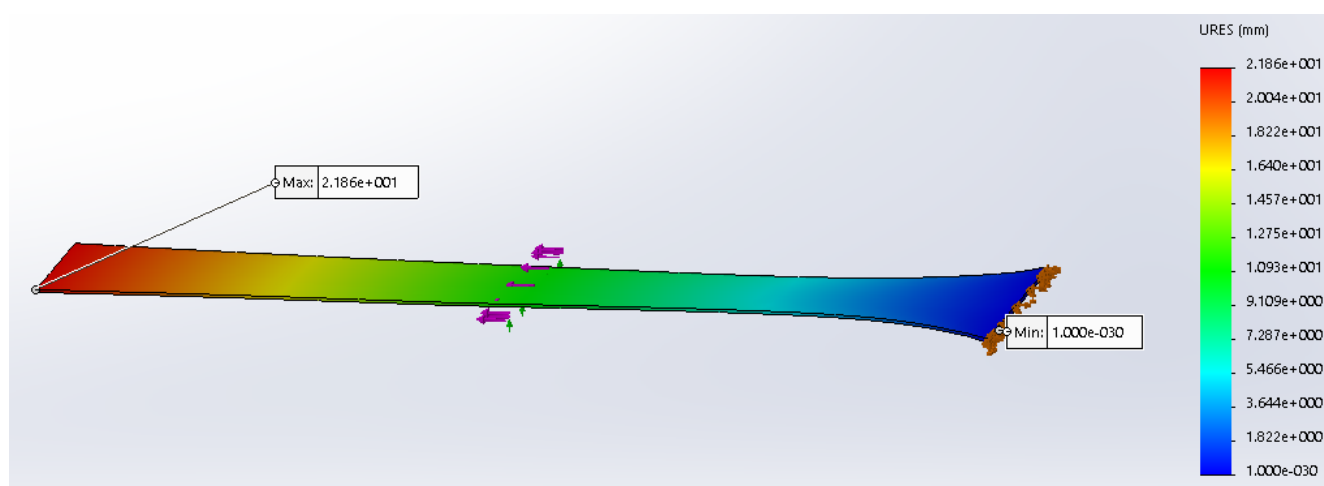


Рисунок Б.5 – Переміщення при розтягу з силою 5 Н

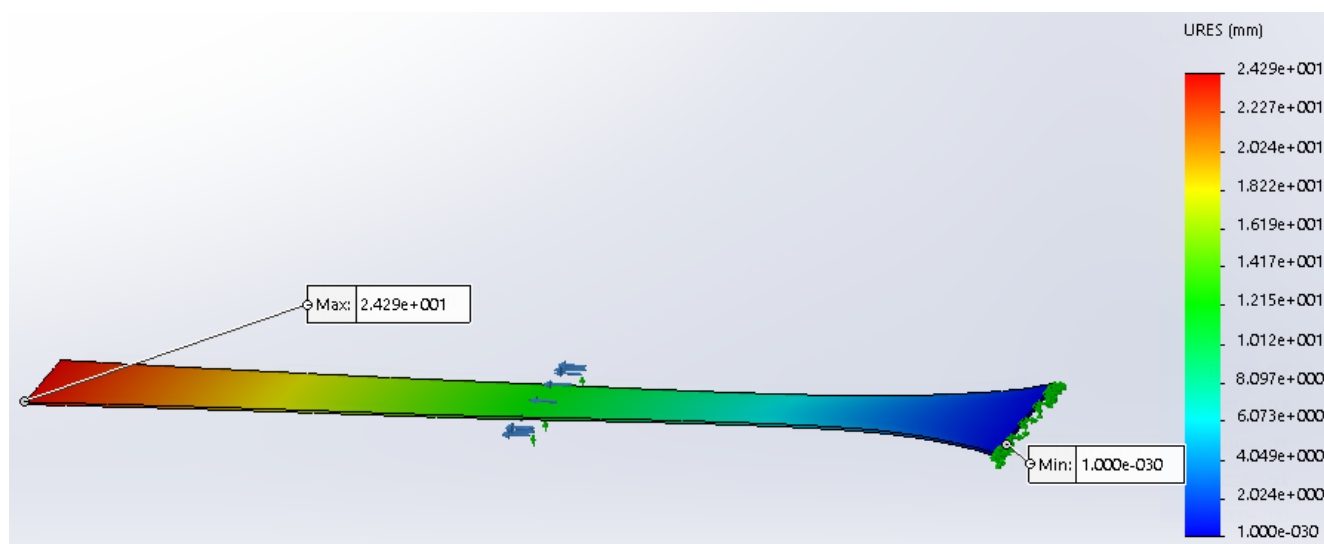


Рисунок Б.6 – Переміщення при розтягу з силою 6 Н

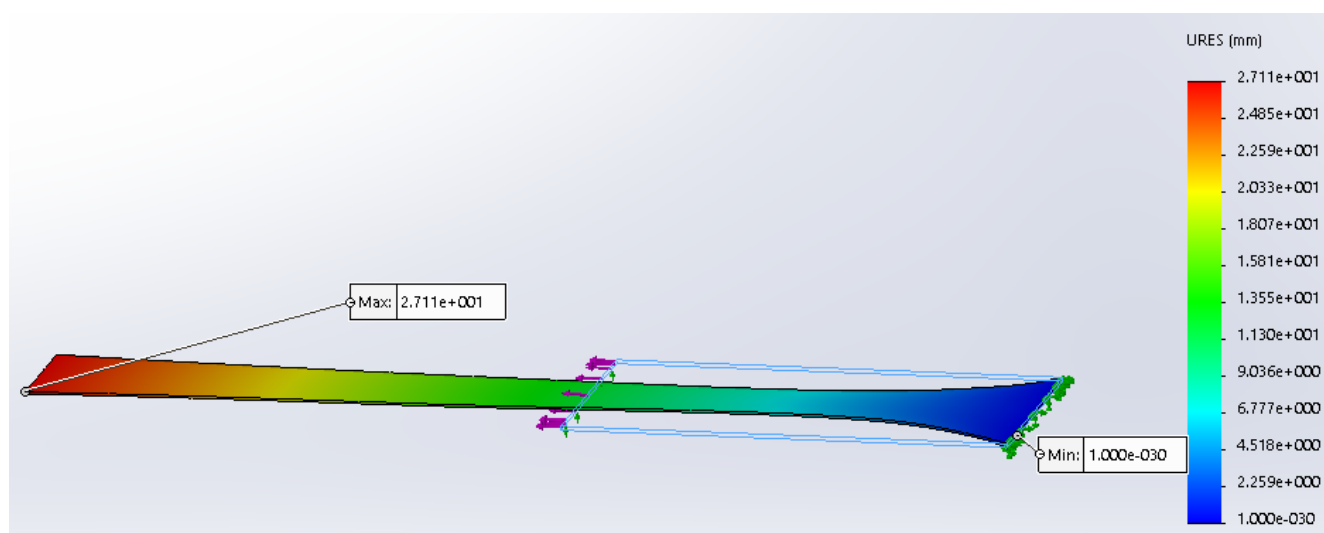


Рисунок Б.7 – Переміщення при розтягу з силою 6.2 Н

## ДОДАТОК В

### ВЛАСТИВОСТІ ТКАНИНИ ТОНКОГО КИШЕЧНИКУ ТА МІДІ

Свойство	Значение	Единицы измерения ^
Модуль упругости	1	Н/мм <sup>2</sup>
Коэффициент Пуассона	0.357	Не применимо
Модуль сдвига		Н/мм <sup>2</sup>
Массовая плотность	1036	кг/м <sup>3</sup>
Предел прочности при растяжении	3	Н/мм <sup>2</sup>
Предел прочности при сжатии		Н/мм <sup>2</sup>
Предел текучести	3	Н/мм <sup>2</sup>
Коэффициент теплового расширения		/К
Теплопроводность		W/(м·К)

Рисунок В.1 – Властивості тканини тонкого кишечника, які були задані

Свойство	Значение	Единицы измерения
Модуль упругости	110000	Н/мм <sup>2</sup>
Коэффициент Пуассона	0.37	Не применимо
Модуль сдвига	40000	Н/мм <sup>2</sup>
Массовая плотность	8900	кг/м <sup>3</sup>
Предел прочности при растяжении	394.38	Н/мм <sup>2</sup>
Предел прочности при сжатии		Н/мм <sup>2</sup>
Предел текучести	258.646	Н/мм <sup>2</sup>
Коэффициент теплового расширения	2.4e-005	/К
Теплопроводность	390	W/(м·К)
Удельная теплоемкость	390	J/(кг·К)
Коэффициент демпфирования материала		Не применимо

Рисунок В.2 – Властивості міді